Aus der Klinik und Poliklinik für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde, Abteilung für Zahnärztliche Prothetik, Alterszahnmedizin und Funktionslehre

der Medizinischen Fakultät Charité – Universitätsmedizin Berlin

DISSERTATION

Analyse des atrophierten Unterkiefers und dessen implantologische Rehabilitation mittels Finite-Elemente-Methode

zur Erlangung des akademischen Grades

Doctor medicinae dentariae (Dr. med. dent.)

vorgelegt der Medizinischen Fakultät

Charité – Universitätsmedizin Berlin

von

Leo Pishwa

aus Stockholm, Schweden

Gutachter: 1. Prof. Dr. W. B. Freesmeyer

- 2. Prof. Dr. R. J. Radlanski
- 3. Prof. Dr. M. Wichmann

Datum der Promotion: 3.9.2010

Meiner Frau Christine gewidmet.

Inhaltsverzeichnis

1		Einleitung							
	1.	1	olantat-prothetische Versorgung des atrophierten zahnlosen Unterkie	efers3					
	1.	2	Bev	wertung der Deformation des Unterkiefers	5				
1.3 Un				tersuchungen zur Deformation des Unterkiefers8					
		1.3.1 Messap		Untersuchungen zur Deformation des Unterkiefers oparaturen	mittels 10				
		1.3.	Systematik der Finite-Elemente-Analyse von Kiefermodellen	14					
		1.3. Met	.3 thod	Untersuchungen zur Deformation des Unterkiefers mittels Finite-E	lemente- 17				
		1.3.	.4	Spannungsoptische Analysen	19				
	1.	4	Kla	ssifikation der atrophierten Mandibula	20				
1.4.1 Anthropometrie des Unterkiefers				Anthropometrie des Unterkiefers	23				
		1.4.	2	Knochenqualität	27				
2		Fra	gest	ellung	30				
3		Met	thod	ik	31				
	3.	1	Par	ametrische CAD-Modelle der atrophierten Mandibula	32				
	3.	1	Imp	plantate	37				
	3.	.2 Geometrische Modelle von Prothesen und Brücken							
	3.	3	Mat	terial- und Gewebekennwerte	43				
		3.3.	3.3.1 Elastische Kennwerte und Modelle von Knochen und Tegument						
		3.3.	2	Elastische Materialkennwerte von Prothese, Implantate und Brücke	944				
	3.	4	Rar	ndbedingungen: Lagerung, Freiheitsgrade und Verbindungen	45				
	3.	5	Mu	skelzugkräfte	47				
	3.	6	Me	ssgrößen der Verformung des Unterkiefers	52				
		3.6.	.1	Torsionswinkel des Corpus mandibulae	53				

3.6.2	Dorso-ventraler Verschiebungswinkel	55
3.6.3	Längsausrichtungswinkel	56
3.6.4	Mediale und räumliche Konvergenz der horizontalen Kieferäste	57
3.7 Fir	nite-Elemente Netze	57
3.8 Sp	annungs- und Dehnungsanalyse	58
3.9 Ko	nvergenzprüfung der Berechnungsergebnisse	59
4 Ergebr	iisse	60
4.1 De vom Grae	formation des Unterkiefers ohne prothetische Versorgung in Abhängig d der Atrophie beim Frontabbiss	gkeit 60
4.1.1	Torsionswinkel der horizontalen Kieferäste	63
4.1.2 räumlio	Dorso-ventraler Verschiebungswinkel, Längsausrichtungswinkel cher Längsausrichtungswinkel	und 65
4.1.3	Mediale Konvergenz oder Divergenz	68
4.2 De	formation des Unterkiefers ohne prothetische Versorgung in Abhängi	gkeit
vom Grae	d der Atrophie beim unilateralen Abbiss rechts	70
4.2.1	Torsionswinkel der horizontalen Kieferäste	73
4.2.2 räumlio	Dorso-ventraler Verschiebungswinkel, Längsausrichtungswinkel	und
	her Längsausrichtungswinkel	75
4.2.3	her Längsausrichtungswinkel Mediale Konvergenz oder Divergenz	75 78
4.2.3 4.3 De	cher Längsausrichtungswinkel Mediale Konvergenz oder Divergenz formation des Unterkiefers mit prothetischer Versorgung beim Frontabbis	75 78 \$\$80
4.2.3 4.3 De 4.3.1	cher Längsausrichtungswinkel Mediale Konvergenz oder Divergenz formation des Unterkiefers mit prothetischer Versorgung beim Frontabbis Torsionswinkel bei herausnehmbarem Zahnersatz	75 78 \$\$80 80
4.2.3 4.3 De 4.3.1 4.3.2	cher Längsausrichtungswinkel Mediale Konvergenz oder Divergenz formation des Unterkiefers mit prothetischer Versorgung beim Frontabbis Torsionswinkel bei herausnehmbarem Zahnersatz Torsionswinkel bei festsitzendem Zahnersatz	75 78 ss80 80 83
4.2.3 4.3 De 4.3.1 4.3.2 4.3.3 räumlic	cher Längsausrichtungswinkel Mediale Konvergenz oder Divergenz formation des Unterkiefers mit prothetischer Versorgung beim Frontabbis Torsionswinkel bei herausnehmbarem Zahnersatz Torsionswinkel bei festsitzendem Zahnersatz Dorso-ventraler Verschiebungswinkel, Längsausrichtungswinkel cher Längsausrichtungswinkel	75 78 ss80 80 83 und 85
4.2.3 4.3 De 4.3.1 4.3.2 4.3.3 räumlic 4.3.4	cher Längsausrichtungswinkel Mediale Konvergenz oder Divergenz formation des Unterkiefers mit prothetischer Versorgung beim Frontabbis Torsionswinkel bei herausnehmbarem Zahnersatz Torsionswinkel bei festsitzendem Zahnersatz Dorso-ventraler Verschiebungswinkel, Längsausrichtungswinkel cher Längsausrichtungswinkel	75 78 ss80 80 83 und 85 87
4.2.3 4.3 De 4.3.1 4.3.2 4.3.3 räumlic 4.3.4 4.4 De Abbiss re	cher Längsausrichtungswinkel Mediale Konvergenz oder Divergenz formation des Unterkiefers mit prothetischer Versorgung beim Frontabbis Torsionswinkel bei herausnehmbarem Zahnersatz Torsionswinkel bei festsitzendem Zahnersatz Dorso-ventraler Verschiebungswinkel, Längsausrichtungswinkel cher Längsausrichtungswinkel Mediale Konvergenz oder Divergenz formation der FE-Modelle mit prothetischer Versorgung beim unilater echts Regio 46	75 78 ss80 80 83 und 85 87 alen 89

4.4.2 Torsionswinkel bei festsitzendem Zahnersatz91
4.4.3 Dorso-ventraler Verschiebungswinkel, Längsausrichtungswinkel und räumlicher Längsausrichtungswinkel
4.4.4 Mediale Konvergenz oder Divergenz95
4.5 Elastische Deformation des Unterkiefers bei Versorgung mit einer ungeteilten und dreigeteilten festsitzenden Brücke auf sechs Implantaten
4.6 Elastische Deformation des Unterkiefers in Abhängigkeit von der Dicke der Kortikalis des atrophierten Kiefermodells CW4
4.7 Spannungen und Dehnungen105
4.7.1 Zahnlose Unterkiefer ohne prothetische Versorgung108
4.7.2 Herausnehmbare Prothetik auf Implantaten115
4.7.3 Geteilte und ungeteilte Brücke auf sechs Implantaten (CW3)121
4.7.4 Festsitzende Brücken interforaminal125
5 Diskussion der Ergebnisse130
5.1 Diskussion der Deformation der Kiefermodelle ohne prothetische Versorgung130
5.2 Diskussion der Deformation der Kiefermodelle mit prothetischer Versorgung auf interforaminalen Implantaten
5.3 Diskussion der Deformation der zirkulären und dreigeteilten Brücke auf Implantaten
5.4 Diskussion der ermittelten Dehnungen132
5.4.1 Diskussion der Dehnungen des zahnlosen Kiefers ohne prothetische Versorgung
5.4.2 Diskussion der Dehnungen des Kiefers mit prothetischer Versorgung auf Implantaten interforaminal
5.4.3 Diskussion der Dehnungen des Kiefers bei Therapie mit einer zirkulären Brücke auf sechs Implantaten
5.5 Kritik zur gewählten Methode136
5.5.1 Kritik zu den gewählten Modellen und den Randbedingungen136

	5.5.2	Kritik zur Messmethode	137				
	5.5.3	Kritik zur Bewertung von Spannungen und Dehnungen	137				
6	Zusamr	nenfassung	139				
Abk	Abkürzungsverzeichnis142						
Literaturverzeichnis14							
Dar	Danksagung147						
Leb	Lebenslauf148						
Eid	esstattlic	he Erklärung	149				

1 Einleitung

Mundgesundheitsstudien belegen, dass ein direkter Zusammenhang zwischen der Lebensqualität (Quality of Life) und der Anzahl noch vorhandener Restzähne besteht (9;12). Beim zahnlosen Patienten führt eine fortschreitende Atrophie, insbesondere im Unterkiefer, zu einer Abflachung des Kieferkamms im Bereich der Molaren, bei weiterem Fortschritt auch im anterioren Bereich des Unterkiefers, wodurch die Qualität der Funktion der totalprothetischen Versorgung abnimmt. Mit fortschreitender Atrophie kollabiert und invertiert das periorale Weichgewebe mit einhergehendem Verlust der vertikalen Gesichtshöhe und einer zunehmenden Prominenz des Kinns (67). Funktionell destabilisierend wirken dann Schubkräfte durch die periorale Muskulatur auf die schwimmend lagernde Prothese. Bei Verlust der Haltefunktion treten eine Reihe von unerwünschten Funktionseinschränkungen ein: die Nahrungszerkleinerung ist erschwert durch geringere Kaufkraft, zwischen Prothese und Unterkiefertegument geraten Nahrungsreste, Druckstellen beeinträchtigen den Patienten, die Phonation und Kommunikation des Patienten ist oft gestört. Darüber hinaus wird die Atrophie des knöchernen Kieferlagers durch Drucklastspitzen der schlecht gelagerten Prothese beschleunigt.

In der modernen zahnärztlichen Prothetik erfolgt bei zahnlosen Patienten, die anhaltend unter den klinischen Folgen einer Atrophie des Unterkiefers leiden, zunehmend die Therapie mit enossalen Implantaten mit anschließender Verankerung der prothetischen Versorgung. Nach Implantation wird beim zahnlosen Patienten die prothetische Rehabilitation eines Teilbezahnten und damit eine lagestabile prothetische Versorgung erzielt. Eine prospektive Studie von Pjetjourson (57) im Jahre 2007 berichtet aus 10-Jahres Nachuntersuchungen von 104 Patienten, dass die implantologisch-prothetische Versorgung von Zahnlosen Patienten mit einer hohen Patientenzufriedenheit einhergeht. Sadowski (61;62) bestätigt in einer Meta-Analyse 2007 diese Ergebnisse. Dabei spielt das gewählte Konstruktionsprinzip bei der implantologisch-prothetischen Versorgung von Patienten mit extremer Atrophie des Kiefers laut einer Studie von Traini 2007 (70) keine entscheidende Rolle.

Doch auch bei der implantologisch-prothetischen Versorgung können Probleme auftreten. Chuang, Wei und Douglass et al. (15) untersuchen an der Harvard School of

Dental Medicine 701 Patienten mit insgesamt 2349 Implantaten und führen eine statistische Datenanalyse auf multiple Risikokriterien durch. Die Studie zeigt unter anderem, dass das statistische Risiko des Verlustes eines Implantates mit dem Konstruktionsprinzip der Prothetik zusammenhängt. So steigt das Risiko des Verlustes eines Implantats bei herausnehmbarem auf Implantaten verankertem Zahnersatz bei zahnlosen statistisch stark gegenüber festsitzendem Zahnersatz auf Implantaten bei noch vielen Restzähnen an. Das Risiko des Verlustes von Implantaten nach dem Grad der Atrophie beim zahnlosen Unterkiefer hingegen wurde nicht untersucht.

Bekannt ist, dass die Belastung von Zahnersatz bei starr im Knochen verankerten beweglichen, Implantate gegenüber den natürlichen Zähnen höheren zu Beanspruchungen des Knochens führt (Hobkirk et al. (28)). Im atrophischen Unterkiefer wird vorzugsweise interforaminal wegen des günstigeren Knochenangebotes implantiert. Die Lagerung des Zahnersatzes im anterioren Kieferbereich führt bei dorsalen Kaulasten und bei gleichzeitig auftretender Deformation des Unterkiefers bei Mastikation zu einer Belastung der anterioren Verbindungselemente, der Implantate und des knöchernen Lagers. Als Folgen einer Überlastung werden Schäden am Verbindungselementen (Bruch oder Lockerung) Zahnersatz. an oder eine Desintegration von Implantaten durch spannungsinduzierten vertikalen Abbau von Knochen in der Umgebung der Implantate diskutiert (59). Die fortschreitende Atrophie des Unterkiefers kann daher klinisch von Bedeutung sein, wenn die Deformation des Unterkiefers mit ihr stark zunimmt.

Aus einem Literatur-Review über Studien mit der Finite-Elemente-Methode von Geng et al. 2001 (23) geht hervor, dass die Veränderung der Biomechanik des Unterkiefers in Abhängigkeit der Atrophie des Kiefers bis dahin noch nicht mittels FE-Analyse untersucht worden war. Bis heute ist die mit der Atrophie veränderte Biomechanik des zahnlosen Unterkiefers und dessen prothetisch-implantologische Rehabilitation weitestgehend wissenschaftlich nicht mittels FE-Analysen untersucht worden.

1.1 Implantat-prothetische Versorgung des atrophierten zahnlosen Unterkiefers

Eine Therapie des unbezahnten Unterkiefers kann durch unterschiedliche prothetischimplantologische Versorgungen erzielt werden. Neben der totalprothetischen Versorgung kann eine Verankerung der Prothetik divers gestaltet sein, je nach Anzahl und Position der Implantate, sowie durch die Auswahl der Konstruktions- bzw. Verbindungselemente.

Bei der Versorgung mit Implantaten fällt die Wahl des Ortes der Implantation mit fortschreitender Atrophie auf den Ort des günstigsten Knochenangebots, im interforaminalen Bereich. Dorsal des Foramen mentale besteht bei fortgeschrittener Atrophie das Risiko der Schädigung des Nervus mandibularis und bis zu 4 mm anterior des radiologischen Foramen mentale hinterlegt der Nervus mentalis häufig vor dem Austritt eine anteriore Schlaufe im Unterkiefer (17). Nur in Ausnahmefällen wird, um ein größeres Abstützungsfeld der Verankerung von Prothesen zu erhalten oder eine Therapie mit festsitzendem Zahnersatz zu erzielen, bei fortgeschrittener Atrophie distal des Foramens nach erfolgter Augmentation von Knochen implantiert. Holzle et al. (31) beschreiben 2007 die sich anschließende Atrophie bei Augmentation durch Transplantate der Fibula am Unterkiefer bei zahnlosen Patienten bei einem Untersuchungsgut von 54 Patienten über bis zu 12 Jahre als Mittelwert von 0,2 +/- 0,17 mm pro Monat, sodass eine Augmentation durch Transplantation im Seitenzahngebiet oft mit ungewisser Prognose einhergeht.

Zur Diagnostik vor der Versorgung mit Implantaten bei geringem Knochenangebot werden CT oder DVT Aufnahmen der bildgebenden Diagnostik herangezogen, insbesondere wenn das Risiko einer Strukturschädigung vorliegt. Anhand der präoperativen Planung an Bildern von Knochenquerschnitten in mehreren Ebenen wird eine höhere Sicherheit des Therapieerfolges erzielt. Die positionsgenaue Insertion der Implantate kann präoperativ mittels Anfertigung von Bohrschablonen unterstützt werden.

Als prothetische Versorgungskonzepte stehen, je nach Anzahl und Verteilung der Implantate, folgende klinisch relevante Verbindungselemente zur Auswahl:

- 2 Implantate interforaminal: Kombinierter Zahnersatz auf Dolder Steg, Druckknopf (Locator), Magnete
- 4 Implantate interforaminal: Festsitzend, Kombinierter Zahnersatz auf Geschiebe, Teleskope, Steg, Druckknopf (Locator), Magnete
- 6 Implantate verteilt bis distal des Foramen mentale oder interforaminal: Festsitzend, Kombinierter Zahnersatz auf Geschiebe, Teleskope, Steg, Druckknopf (Locator), Magnete

Meijer et al. (46) untersuchten 1993 mittels zweidimensionaler Finite-Elemente Analyse Steg- und Teleskopprothetische Versorgungen auf zwei Implantaten interforaminal im Unterkiefer bei unterschiedlicher vertikaler Knochenhöhe. Eine Schlussfolgerung war, dass mit Abnahme der vertikalen Dimension interforaminal die Deformation des Kiefers zunimmt und einen entschiedenen Einfluss auf die maximalen Spannungen am Knochen an der Schulter von Implantaten hat. Die Reduktion der vertikalen Höhe des Kieferknochens von 15 mm auf 7 mm ergab bei der Analyse durch Deformation des Kiefers eine Erhöhung der Spannungsspitzen distal der verblockten Implantate auf das dreifache der Ausgangswerte (296%, 53,8 MPa / 18.2 MPa). Darüber hinaus führt die primäre Verblockung mit einem Steg, an dem eine Linienlast (200 N, ohne extraaxiale Belastung) ansetzt, gegenüber der sekundär verblockten Konstruktion mit Teleskopen zu einer deutlichen Erhöhung der Druckspannung am Knochen an der distalen Schulter der Implantate. Die Wahl der Verbindungselemente der kombinierten Implantatprothetik hat nach den Ergebnissen von Meijer et al. bei einer fortgeschrittenen Atrophie wegen zunehmender Deformation des Kiefers einen immer größeren Einfluss auf Spannungen am Knochen in der Umgebung der Implantate. Bei 7 mm Kochenhöhe ergab die starre Verbindung der Implantate gegenüber der sekundären Verbindung doppelt so hohe Druckspannungen am Knochen distal der Implantatschulter (26,6 MPa / 53,8 MPa). Hingegen waren die Unterschiede der Spannungen beider Therapieformen bei 15 mm nur gering.

Richter (1999) (59) beschreibt, dass sich im Unterkiefer auf natürlichen Pfeilerzähnen bei der Therapie mit Brückenkonstruktionen langer Spannweite des Öfteren ein Retentionsverlust nach längerer Tragedauer ergibt. Siebert (64) propagierte zur Lösung von Spannungen das Torsionsgeschiebe. Es ist daher zu vermuten, dass eine Deformation des Unterkiefers bei auf natürlichen Pfeilerzähnen verblockten Konstruktionen mit langer Spannweite zu Spannungen an den Verankerungselementen

4

führt und dass dies den klinischen Erfolg einer prothetischen Versorgung in Frage stellen kann. Gegenüber der Verankerung der Prothetik auf natürlichen Pfeilerzähnen könnte eine Verankerung auf starr im Knochen verankerten Implantaten zu noch höheren Spannungen führen. Bei zusätzlichem Vorliegen einer Atrophie könnte die Deformation des Unterkiefers zunehmen, sodass bei gleicher Kaubelastung die Spannungen bei starr auf Implantaten gelagerter Prothetik verstärkt werden und Belastungsgrenzen überschritten werden.

1.2 Bewertung der Deformation des Unterkiefers

In der zahnärztlichen Prothetik wird der Einfluss der Verformung des Unterkiefers bei funktioneller Belastung auf Zahnersatz kontrovers diskutiert (20). Die Deformation des Kiefers könnte als Ursache für folgende Probleme in Frage kommen:

- Abformfehler bei starker Mundöffnung
- Dezementierung
- Lockerung der Verbindungselemente
- Verblendfrakturen
- Bruch von Zahnersatz oder der beteiligten Verbindungselemente
- Schädigung von Knochen periimplantär
- Lockerung oder Verlust von Implantaten

Bei der Versorgung des zahnlosen Kiefers mit Implantat getragenen Zahnersatz ist für den Langzeiterfolg einer prothetischen Rehabilitation von entscheidender Bedeutung, dass tragende Pfeiler, die Implantate und deren Verankerung im Knochen, der Dauerbelastung standhalten. Insbesondere bei Vorliegen einer präprothetischen Ausgangssituation eines atrophierten Kiefers ist mangels Knochenangebot der langfristige Erfolg bei Rehabilitation mit Implantatversorgungen von großem Interesse. Dass durch Spannungen an der Schulter von Implantaten ein Abbau von Knochen periimplantär als Ursache für einen Knochenabbau in Frage kommt, wird zum Teil als nicht belegt (3) betrachtet und widersprüchlich in wissenschaftlichen Arbeiten diskutiert (3;10;34;73). Jedoch ist bekannt, dass je nach Höhe der Beanspruchungen eine Knochenapposition oder –Resorption stattfindet oder gar Mikrofrakturen entstehen können. In-vivo-Versuche (75) konnten zeigen, dass periimplantär Knochen resorbiert und abgebaut wird, wenn mechanische Stimuli vorlagen, die Grenzwerte der Dehnungen überschreiten oder durch konduktive Prozesse des Knochens eine

Apposition stattfindet und dadurch eine Integration von Implantaten begünstigt werden kann. Klinisch abzugrenzen von der Knochenresorption durch mechanische Über- oder Unterbelastung ist der Verlust von Knochensubstanz durch die bakteriell bedingte Periimplantitis. Über die wirkliche Ursache für Knochensubstanzverlust periimplantär, bakteriell oder mechanisch bedingt, können klinische Studien keine sichere Aussage geben. Jedoch wird diskutiert, dass ein mechanisch bedingter Knochenverlust periimplantär die bakterielle Besiedlung fördert und somit die Desintegration eines Implantates begünstigen kann (74).

Die Reaktion von Knochengewebe auf Belastungen wurde bereits im 19. Jahrhundert von Julius Wolff mit dem Transformationsgesetz der Knochen (1) postuliert, nach der Knochenform und -festigkeit der jeweiligen Knochenfunktion folgt. Bei der Untersuchung von Femurköpfen erkannte Wolff eine Ausrichtung der Knochentrabekel in Richtung der mechanischen Kräfte und benannte damit die mechanischen Kräfte als Ursache für die Optimierung der Architektur von Knochenstrukturen. Die Veränderungen eines Knochens folgen demnach auf den Knochen wirkende Beanspruchungen und müssten somit durch mathematische Gesetze beschreibbar sein. Frost (22) ergänzte die Hypothese 1960 mit der "Mechanostat Hypothese". Das Modell von Frost von beschreibt das Knochenwachstum und den Knochenabbau und stellt eine Ergänzung des Wolff´schen Gesetzes dar. 1987 definierte Frost Grenzwerte von Dehnungen¹, nach denen biologische Rektionen des Knochens, wie Knochenapposition und Konchenresorption, auf mechanische Reize auftreten (15). Dabei wird postuliert, dass die Aktivität der zyklischen Resorption und Apposition von Knochen von Dehnungen und nicht direkt von Spannungen abhängig ist:

- Dehnungen über 25000 με (2,5%): *Frakturen*
- Dehnungen von 3000 με bis 25000 με (0,3% bis 2,5%): Mikrofrakturen und Entstehung von Geflechtknochen
- Dehnungen zwischen 1000 $\mu\epsilon$ bis 3000 $\mu\epsilon$ (0,1% bis 0,3%): Leichte Überdehnung mit *Knochenapposition, (bone deposition)*

¹Als Dehnung bezeichnet man die Längenänderung ΔI eines Materials bezogen auf seine ursprüngliche Länge I₀. Wird auf einen festen Körper Kraft ausgeübt, erfolgt dort eine Längenveränderung (ΔI). Die Dehnung wird durch die Einwirkung von Kraft hervorgerufen. In der Literatur wird die Dehnung oft in Mikrometer pro Meter (µm/m) angegeben. Im anglo-amerikanischen Bereich sind die Bezeichnungen "Microepsilon" und "Microstrain" gebräuchlich. Ein Microepsilon µ ϵ entspricht ein Mikrometer pro Meter (µm/m). Daher entspricht eine Längenveränderung eines Stabes von 0,01 % eine 0,0001-Fache Dehnung oder 100 µ ϵ . Die Messung von Dehnungen kann mittels Dehnungsmessstreifen erfolgen, die die Dehnung in ein messbares elektrisches Signal umwandeln.

- Dehnungen zwischen 50 bis 1000 με (0,005% bis 0,1%): *Strukturerhalt, Homöostase (conservation remodeling)*
- Dehnungen unter 50 με: Kochenabbau, Inaktivitätsatrophie (disuse mode remodeling)

Die Knochenmasse ist im biologischen System abhängig von einer Reihe von Faktoren, wie hormonelle Aktivität und Beanspruchung (75). Dabei fördert eine gesteigerte Aktivität von Osteklasten den Abbau und die Aktivität von Osteoblasten den Aufbau von Knochen. Als Grenzwerte der Atrophie durch Inaktivität, der Homöostase, der leichten Überlastung mit Apposition und pathologischer Überlastung des Knochens werden in der Literatur unterschiedliche Dehnungsgrößen² angegeben. Wichtig ist, dass die zyklische, intermittierende Belastung über einen längeren Zeitraum und nicht die statische, einmalige Belastung für die Bewertung von Knochenauf- und Abbauvorgänge betrachtet werden muss (74). Kontrovers ist, dass Knochen einerseits einer hohen Druckbelastung stand hält und andererseits in der Literatur die Druckbelastung generell als Ursache für die Atrophie, die Zugbelastung als Aufbaufördernd betrachtet wird. Als Belastungsgrenze für Knochen geben Reilly et al. (58) für die Zugbelastung in Längsrichtung des Knochens 133 MPa und als Belastungsgrenze für Druck 193 MPa an.

Simsek (65) sah als Ergebnis seiner FE-Studie 2007, dass der interimplantäre Abstand Einfluss hat auf den Knochenabbau. Demzufolge sollte der Abstand ca. 1 cm betragen, damit optimale Kräfteverhältnisse bei der Belastung von Implantaten bei der Versorgung zahnloser Kiefer vorliegen. Auch Tarnow (68) kommt 2000 in einer retrospektiven Studie durch Auswertung von Röntgenbildern zu dem Schluss, dass ein interimplantärer Abstand kleiner als 3 mm zu einer signifikanten Reduktion der Knochenhöhe im Bereich der Implantatschulter in der Belastungsphase führen kann. Nicht klar ist, ob neben einer eingeschränkten Hygienefähigkeit und der damit verbundenen bakteriellen Besiedlung hohe Spannungen auch zu einer Strukturschädigung führen.

Chuang, Wei und Douglass et al. (15) untersuchten an der Harvard School of Dental Medicine 701 Patienten mit insgesamt 2349 Implantaten und führen eine statistische

² Bei Linear-elastischer Modellbetrachtung ist die Dehnung von der Spannung in linearem Zusammenhang zu sehen über das Hook´sche Gesetz $\varepsilon = \sigma^* E$, wobei ε die Dehnung und σ die Spannung und E das E-Modul sind.

Datenanalyse auf multiple Risikokriterien durch. Die Studie zeigte, dass das statistische Risiko des Verlustes eines Implantates mit dem Konstruktionsprinzip der Prothetik zusammenhing. So war das Risiko des Verlustes eines Implantats bei kombiniertem, implantat-tegumental getragenem Zahnersatz statistisch in etwa gleich hoch einzuschätzen, wie das Risiko des Verlustes von Implantaten beim Tabak-Konsum oder bei einer Sofortimplantation. Als Grundlage der Statistik von Chuang et al. diente ein im Vergleich zur Tragedauer von Zahnersatz kleiner Beobachtungszeitraum von durchschnittlich etwa zwei Jahren (23,8 Monate). Daher ist die Überlebensrate von Implantaten bei Beanspruchung von herausnehmbarem Zahnersatz über einen längeren Zeitraum in dieser Studie nicht ausreichend statistisch belegt.

Wenn eine mechanische Ursache für den Verlust von Implantaten bei Implantat gelagertem Zahnersatz vorliegt, so kann das Risiko mit der Verweildauer der prothetischen Versorgung steigen, da intermittierende Beanspruchungen über einen längeren Zeitraum Knochenabbau- und Aufbauprozesse beeinflussen (75). Auch für die Bewertung von Grenzlasten für nicht biologische Materialien sind dynamische Materialkennwerte von Bedeutung (25) da ein Materialversagen bei intermittierender Last meist bei Spannungen, deren Größe deutlich unter den statischen Kennwerten liegen, auftritt. Das Auftreten von Dauerbrüchen resultiert aus dem Einwirken der Betriebslasten "Kaukräfte" und funktionellen Verformungen des Unterkiefers daher bei deutlich niedrigerem Spannungsniveau als die statischen Grenzwerte aus Zugfestigkeitsversuchen. Bei Schwachstellen in prothetischen Konstruktionen kann die Dauerfestigkeit das 0,2-Fache der maximalen Zugfestigkeit unterschreiten. Die Höhe der Dauerfestigkeitsgrenze hängt auch von der Geometrie, insbesondere von Kerbwirkungsfaktoren, ab (25).

1.3 Untersuchungen zur Deformation des Unterkiefers

Die Mandibula wird am Kiefergelenk, welches dreh-gleit Bewegungen zulässt, über die Kaumuskulatur sowie über die Ligamentae sphenomandibulare und stylomandibulare mit den Schädelknochen verbunden. Der knöcherne Aufbau der Mandibula, bestehend aus einer äußeren Kompacta und einer inneren Spongiosa ist insgesamt nicht starr, sondern unterliegt bei Funktionsbewegungen und bei der Mastikation einer elastischen Verformung. Bei Kieferöffnungsbewegungen sind es die Muskelzüge einerseits, bei der Mastikation die resultierenden Kaukräfte andererseits, die zu einer Verformung führen.

8

Die wissenschaftlichen Ergebnisse zur Untersuchung der Verformungen des Unterkiefers und dessen Einfluss auf die prothetische Rehabilitation sind bis heute in der Literatur eher Lückenhaft und zum Teil auch widersprüchlich (vergleiche Tabelle 1) (2;4-7;16;18;19;26;28;29;33;40;46-48;59). So beschreibt Richter 1999 (59): "Über das Ausmaß der Verformung des Unterkiefers besteht keine einheitliche Meinung. Für die Annäherung bei der Öffnungsbewegung werden Distanzen zwischen 0,0 und 1,5 mm angegeben und für die Protrusion fast ebenso große Abstandsänderungen von 0,1 bis ebenfalls 1,5 mm. Besonders ist zu erwähnen, dass für die verschiedenen nicht Übereinstimmung über die ieweiliae Unterkieferpositionen immer Deformationsrichtung besteht."

Zahlreiche und sehr unterschiedliche Ansätze sind zur Untersuchung der Verformung und Biomechanik des humanen Unterkiefers durchgeführt worden:

- In-vivo- und In-vitro-Messung der Verformung und der Spannungen mittels Dehnungs-Messstreifen (DMS),
- Spannungsoptische Untersuchungen (SO) oder durch
- Simulation am Computer mittels Finite Elemente Analyse (FEA)

Untersuchungen zur Deformation des Unterkiefers wurden bei Mundöffnung oder bei Mastikation ermittelt.

1.3.1 Untersuchungen zur Deformation des Unterkiefers mittels Messapparaturen

Dehnungsmessstreifen (DMS) sind Messeinrichtungen zur Erfassung von dehnenden Verformungen. Sie ändern schon bei geringen Verformungen ihren elektrischen Widerstand und werden als Dehnungssensoren eingesetzt (30). Die Messstreifen werden auf Zähne, Implantate oder Kiefer mit Haltevorrichtungen geklebt. Unter Belastung verformen sich die Messstreifen, welches zu einer Veränderung des Widerstands des DMS führt. Der gemessene Widerstand ist proportional zur Dehnung.

Die in der Literatur beschriebenen Untersuchungen mit DMS an humanen Unterkiefern haben keine einheitliche Grundlage. Unterschiede entstehen je nach gewähltem Messapparat, der Definition von Messwerten, der Topografie von Messpunkten an Implantaten, natürlichen Pfeilerzähnen oder Prothetik, sowie der Untersuchung in vivo oder in vitro. Aus diesem Grund sind die Ergebnisse der Untersuchungen nur bedingt vergleichbar.

Mit Hilfe von DMS wurden in Versuchen zur Evaluation der Deformation des Unterkiefers insbesondere folgende Parameter der Verformung des Kiefers untersucht:

- Dorsoventraler Verschiebungswinkel DVV (Engl. Dorso Ventral Shear DVS): Wird in der Projektion auf die Mediansagittalen als Winkel der Verschiebung der parasagittalen Längsachse der horizontalen Kieferäste gemessen (Abbildung 1 I).
- II. Torsionswinkel des Corpus Mandibulae TW (Engl. Corporal Rotation CR): Wird gemessen in der Projektion auf die Transversalebene als Winkel der Verschiebung von Achsen des Querschnitts im horizontalen Kieferast (Abbildung 1 II).
- III. Mediale Konvergenz bzw. Divergenz der Unterkieferäste MKD (Engl. Medial Convergence – MC, auch Corporal Approximation CA): Wird gemessen als Änderung der Abstände der Kieferäste in der Transversalen, meist im Bereich des ersten Molaren beidseitig (Abbildung 1 III).
- IV. Längsausrichtungswinkel LAW: Wird in der Projektion auf die Horizontalebene als Winkel der Verschiebung der parasagittalen Längsachse der horizontalen Kieferäste gemessen (Abbildung 1 IV).
- V. Transversaler Torsionswinkel im Bereich der Symphyse (nicht dargestellt).



Abbildung 1 Messgrößen zur Deformation des Unterkiefers bei funktioneller Belastung:

Richter (59) (siehe Tabelle 1) führte 1999 Untersuchungen an Implantaten im Bereich der Molaren beiderseits mittels einer speziell entwickelten Apparatur durch, die Infrarot-Reflexlichtschranken und -Reflexgeber enthielt. Die Patienten hatten teilweise noch Restzähne. Die Relativbewegungen von Implantaten zueinander wurden erfasst. Die Rotationen um eine parasagittale und um eine transversale Achse wurden gemessen beim Pressen in zentrischer Okklusionsposition und bei maximaler Kieferöffnung, um sie mit der Ausgangssituation in Ruhelage zu vergleichen. Es ergaben sich beim Pressen und Mundöffnung maximale Abstandsvergrößerungen von 0,33 mm – 0,35 mm und Annäherungen um fast 80 µm zwischen Implantaten Regio 36 und 46. Das Deformationsmuster der Probanden war nicht einheitlich. Die Schlussfolgerung ist unter anderem, dass hufeisenförmige Konstruktionen vermieden werden sollten und bei Brückenversorgungen eine Dreiteilung in lateralen und anterioren Brücken stattfinden sollte, da es sonst zu erhöhten Spannungen kommen kann. Die Spannungen könnten Brüche in Verbindungselementen oder eine Dezementierung zur Folge haben. Im anterioren Bereich sollten nur im Bereich der Eckzähne Pfeiler für Frontzahnbrücken eingesetzt werden, mehr Implantate würden höhere Spannungen induzieren. Sicher sei auch nicht, ob nicht Schraubenlockerungen, periimplantärer Knochenabbau und Implantatfrakturen oder gar Verluste durch die konstruktionsbedingte Einschränkung der Deformation der Mandibula verursacht werden würde (28;29).

An der Universität von Helsinki führten Al-Sukhun und Helenius 2006 (4) in vivo Messungen mittels DMS an zahnlosen Unterkiefern durch. Darauf basierend wurde ein Finite-Elemente Modell des Unterkiefers aus dem CT-Daten generiert (5). Ziel war es, die funktionelle Deformation des Unterkiefers zu ermitteln und im Finite-Elemente Modell validiert zu simulieren. In der Prämolaren-Region wurden Implantate mit Spannungsgebern inseriert und Messungen durchgeführt. Die Messwerte aus den In-vitro-Versuchen wurden mit dem FE-Modell verglichen, danach wurden weitere 12 Patientenmodelle anhand von CT-Daten in Finite-Elemente Modelle überführt, die Materialkennwerte aus dem ersten Modell beibehalten. Ergebnisse der Untersuchung von zwei parasagittal in Regio der Molaren inserierten Implantaten war, dass eine Mediale Konvergenz von etwa 0,2 mm gemessen wurde und eine gute Übereinstimmung zwischen Finite-Elemente-Modell und Versuchsanordnung vorlag, sodass daraus geschlossen wurde, dass das Finite-Elemente-Modell validierbare Ergebnisse zeigt.

Mit DMS haben El-Sheikh und Hobkirk 2007 (2;18) Verformungen an zahnlosen Kiefern, an denen Implantate inseriert wurden, untersucht. An Versorgungen mit Kombinationsprothetik auf Implantaten wurden Spannungen mit in den Aufbaupfosten integrierten Messgebern gemessen. Resultat der Untersuchung war, dass bei der Geschiebeprothetik höhere Spannungen am Knochen periimplantär auftraten als bei einer Stegprothetik.

Hylander et al. (33) führten 1979 eine In-vivo-Studie mit DMS bei Macaca Fascicularis (Affen) bei unilateraler molarer Mastikation durch. Sie fanden eine stärkere Kompression des Kiefergelenks der Balanceseite vor und, unter bestimmten Bedingungen, sogar Zugkräfte auf der Arbeitsseite. Auf der Balance-Seite entstanden Zugspannungen im alveolären Bereich und Druckspannungen im basalen Bereich der Mandibula. Die Arbeitsseite unterlag als Reaktion von Kaukräften und Muskelzugkräften Scherspannungen. Sowohl Arbeits-, als auch Balance-Seite erfuhren eine Torsion mit überlagerter Biegung entlang der Längsachse der horizontalen Kieferäste.

	DVV	TW	MKD
Richter 1999 (59) In vivo – Teilbezahnt, (n=9), Lichtschranken Implanate in unterschiedlichen Regionen Maximales Pressen und maximale Mundöffnung	0,39°	0,28°	0.35 mm (gemessen im Molaren/Prämol arenbereich)
Al-Sukhun und Kellaway 2006 (4) In vivo – Unbezahnt (n=12), DMS Zwei Implantate im Molaren-/ Prämolarenbereich Protrusion, Laterotrusion und Mundöffnung	0,4°-2.7°	0,4°-2.8°	0,20 mm (Protrusion)
El-Sheikh 2007 (18) In vivo – Unbezahnt, (n=5), DMS Zwei interforaminale Implantaten Protrusion, Laterotrusion und Mundöffnung	-	0,17°	0,052 mm
Abdel-Latif 2000 (2) In vivo - Unbezahnt, (n=6), DMS Zwei Implantate im Prämolarenbereich Mundöffungsbewegungen und Mastikation	19°	6°	0.041 mm (max)

Tabelle 1 In-vivo-Studien zur Verformung der Mandibula mittels DMS und Lichtschranke

Vollmer et al. (72) haben im Jahr 2000 DMS an fünf trockenen, mazerierten Unterkiefer-Humanpräparaten eingesetzt (teil- und unbezahnt) und anschließend CT-Daten mit einem FEA-Programm zur Berechnung und zum Vergleich herangezogen. In einer Haltevorrichtung wurden die Präparate mit Zugkräften am Processus coronoideus versehen (130 N). Die Abstützung erfolgte an verschiedenen Stellen im okklusalen Bereich. ermittelten Dehnungen in Finite-Elemente und in Die In-Vitro-Versuchsanordnung wurden angegeben als 1000 µm / m (Bei einer Kieferbreite von 105 mm entspricht dies 0,1 mm), die Kraftgröße hatte einen annähernd linearen Einfluss auf die Messgröße und die Variation zwischen den Proben war groß. Als Schlussfolgerung gaben die Autoren an, dass die Finite Elemente Analyse eine gute Methode sei, um die Biomechanik des menschlichen Unterkiefers zu analysieren.

Mittels DMS haben Hobkirk et al. (28) in vitro an einem Acryl-Unterkiefermodell mit vergleichsweise guter Knochenhöhe mit sechs Implantaten die Kraftentwicklung an Implantaten mit einer Brücke untersucht und ziehen als Schlussfolgerung, dass bei einer starren Prothetik auf Implantaten insbesondere die dorso-ventrale Deformation nicht außer Acht gelassen werden darf, da diese zu hohen Spannungen führt.

1.3.2 Systematik der Finite-Elemente-Analyse von Kiefermodellen

Die Finite-Elemente Analyse wurde erstmals 1943 von R. Courant als mathematische Methode zur Strukturanalyse eingeführt (24). Sie wurde weiterentwickelt in eine Methode zur Simulation von mechanischen Problemen anhand von Computermodellen. Die mathematische Berechnung basiert auf der Diskretisierung, d.h. Aufteilung eines geometrischen Modells in einzelne Elemente, an deren Eckpunkten Knoten vorliegen. Die Geometrie des Computermodells kann dabei ein-, zwei- oder dreidimensional gestaltet werden. Den Knoten des diskreten Finite-Elemente Modells werden mechanische Eigenschaften, Materialkennwerte, und sogenannte Randbedingungen, welche zum Beispiel mechanische Lasten oder Einspannstellen (Verschiebungen bzw. Rotationen = 0) sein können, zugeordnet. Im dreidimensionalen FE-Modell hat jeder Knoten maximal sechs Freiheitsgrade im Raum, drei translatorische Freiheitsgrade und drei Rotationsfreiheitsgrade um jede Translationsachse.

Modell. Elemente Dem geometrischen das in zerlegt wurde. werden Materialeigenschaften und Randbedingungen zugeordnet. Die Struktur des mechanischen Modells wird, je nach Problemstellung, idealisiert und Strukturdetails werden weggelassen. Dadurch entstehen Abweichungen zur realen Problemstellung. Die durch die vorangegangene Idealisierung entstehenden Abweichungen zum realen Modells sollten bei der Interpretation der Ergebnisse kritisch hinterfragt und diskutiert werden (36;66) und möglichst mit Ergebnissen aus Versuchen verglichen werden.

Die Berechnung von Spannungen und Verschiebungen erfolgt mit der FE-Methode unter Einsatz komplexer mathematischer Rechenmethoden, die Gleichungssysteme lösen. Es resultieren als Ergebnis die Spannungen und Verschiebungen der einzelnen Knoten. Die Ergebnisse können als Wertetabellen, Grafen oder als farbskalierte Modelle dargestellt werden.

In Finite-Elemente Studien wird in der Literatur das geometrische Modell eines Unterkiefers häufig durch drastische Vereinfachung der Geometrie abgebildet. So sind bei parametrischen Modellen in vielen Berechnungen nur gebogene Balken als geometrisches Modell für den Unterkiefer zum Einsatz gekommen (23). Der Grund für die in der Literatur vorzufindende Vereinfachung liegt in der Komplexität der geometrischen Modellierung des Unterkiefers im CAD-Programm. Der realen Situation nähere geometrische Modelle des Unterkiefers sind in der Literatur aus Daten der bildgebenden Diagnostik (CT, DVT, MRT) gewonnen worden. Beide Methoden der geometrischen Modellierung, CAD-Modell einerseits und aus dem CT generierte Modelle andererseits, haben Vor- und Nachteile.

Vorteil der FE-Analyse auf der Basis eines CAD-Modells (Abbildung 2) ist die Möglichkeit der gezielten Variation von geometrischen Parametern. Dadurch sind parametrische Studien mit Vergleichen zwischen Modellen möglich. Hieraus können qualitative Rückschlüsse gezogen werden, die einen Vergleich von Belastungssituationen, der Geometrie des Kiefers, der Implantate und der Prothetik ermöglichen. Nachteile sind die Artifizialität und der hohe Aufwand der Gestaltung von Freiformflächen.

FE-Modelle, die aus dem CT-Datensatz Modelle generiert werden, sind für fallspezifische Studien, weniger aber für parametrische Studien geeignet, weil sie sich nur schwer nachträglich im CAD-Programm geometrisch definiert verändern lassen. Bisher in der Literatur beschrieben ist der systematische Einsatz von FEA für maximal 12 CT-Modelle. Durch spezielle Software lassen sich Schicht-Daten des in Grauphasen vorliegenden DICOM-Datensatzes in Volumenmodelle umwandeln. Dabei werden anatomisch zusammenhängende Bereiche durch mathematische Filterfunktionen segmentiert, sodass anatomisch zusammenhängende Bereiche, wie Kortikalis, Spongiosa, Zähne oder der Nervenkanäle und die Foramina als Segmente der Volumengenerierung entstehen. Die schwierige Koppelung dieser segmentierten 3D-Volumendaten mit CAD-Programmen ermöglicht eine Ergänzung mit Implantaten und Prothetik. Unter Einbezug des Mineralisationsgrades des Knochens aus CT-Daten kann eine etwas genauere Zuordnung von Materialkennwerten erfolgen (32). Durch den allerdings nur aufwändigen - Einsatz von mathematischen Knochenmodellen, die auch nichtlineare Gewebereaktionen zu berücksichtigen versuchen, erhoffen einige Wissenschaftler nicht nur qualitative Aussagen, sondern auch quantitative Ergebnisse zu erzielen indem Vergleiche mit In vitro- oder In-vivo-Studien durchgeführt werden.



Abbildung 2 Ablaufdiagramm einer Finite-Elemente-Studie mit Kiefermodellen

Wegen vereinfachende Annahmen im mechanischen Modell und der Komplexität des realen biomechanischen Systems des Unterkiefers sind quantitative Ergebnisse von Finite-Elemente Studien kritisch zu bewerten, qualitative Aussagen aus Studien mit Vergleichen zwischen unterschiedlichen Modellen liefern hingegen wertvolle klinische Hinweise, aus denen therapeutische Richtlinien hergeleitet werden können (36;66).

Die 3D-Volumendaten aus CAD-Programm oder der bildgebenden Diagnostik werden in FE-Programme importiert, dort mit Randbedingungen und Materialeigenschaften versehen und können dann durch Simulation von Kräften auf Spannungen und Verformungen analysiert werden. Im Folgenden werden einige FE-Analysen zum Unterkiefer vorgestellt.

1.3.3 Untersuchungen zur Deformation des Unterkiefers mittels Finite-Elemente-Methode

Rues, Schweizerhofer et al. führten 2003 (60) eine 3D-Finite-Elemente Analyse zur Beanspruchung des Unterkiefers exemplarisch bei unterschiedlichen Implantatverteilungen bei 100 N Kaukraft mit rein Implantat getragenen Konstruktionen durch (sechs und vier Implantate). Hier wurden die maximalen Hauptspannungen (Druck) der Kortikals im Bereich der Schulter von Implantaten für den schwach und für den stark atrophierten Unterkiefer berechnet mit dem Ergebnis einer Zunahme des Drucks von 32 MPa auf 49 MPa. Auf der Grundlage der Spannungsanalyse wurde die Schlussfolgerung gezogen, dass

- die Kortikalis nur geringfügig beansprucht wird,
- die Gefahr der Knochenresorption beim atrophierten Kiefer erhöht ist
- die hohen Beanspruchungen im Knochenbett mit wachsendem Abstand vom Implantat schnell abklingen

Korioth und Hannam (40;41) haben 1994 in einer Finite-Elemente Analyse die Deformation eines vollbezahnten Unterkiefers genauer untersuchen können als es bisherige Versuchsmodelle erlaubten. An zwei vollbezahnten Kiefermodellen, an denen sich die Länge des aufsteigenden Astes unterscheidet, führten Korioth und Hannam (41) die Finite-Elemente Analyse durch. Die geometrischen Daten wurden anhand eines CT-Scans in ein CAD-Programm durch grobe Segmentierung in Zähne, Kiefer und Kiefergelenk überführt. Durch Ansatz der Kaumuskulatur am Kiefer wurde für die unilaterale Mastikation und den Frontabbiss eine Simulation durchgeführt. Die resultierende Verschiebung erwies sich als Helix-förmig nach kranial und in Richtung der Arbeitsseite. Der Unterkieferrand deformiert sich bei maximalem Pressen nach außen, die Zahnreihe hingegen nach oral. Die maximale Verschiebung wurde mit 0,6 mm angegeben, ohne Spezifizierung des Ortes. Höchste Vergleichsspannungen von ca. 25 MPa traten an den beiden Incisura mandibulae und dem rechten inneren Kieferwinkel auf. Die größten Verschiebungen waren im Bereich der Symphyse vorzufinden. Die Reaktionskräfte lagen im Bereich des Kiefergelenks der Arbeitsseite bei 4,9 N bis 65 N, verteilt auf 24 Knoten und auf der Balance-Seite 0,7 N bis 43,3 N. Als resultierende okklusale Kraft im Bereich des Zahnes 46 wurde eine Reaktionskraft von 526N berechnet.

Zusammenfassend beschrieben Korioth und Hannam die Deformation wie folgt:

- Biegung um eine transversale Achse des horizontalen Unterkieferast und Deformation als linguale Konkavität.
- Parasagittale Torsion der horizontalen Kieferäste
- Biegung der horizontalen Unterkieferäste um eine vertikale Achse
- Im Bereich der Symphyse fand auch eine Verformung statt.
- Deformation des bezahnten Unterkiefers bis zu 0,62 mm unter Bildung eines Spitzkiefers.

Hart et al. (26) führten 1992 eine FE-Studie mit einem grob vernetzten 3D-Modell eines anterior restbezahnten Unterkiefer durch. Sie untersuchten durch Gleichgewichtsannahmen bei Einwirken einer aktiven Kraft in der Regio der okklusalen Impaktion bei Mastikation die resultierenden Muskelkräfte (99.3 N bis 149 N) und Auflagerkräfte an den Kiefergelenken (57 N bis 100 N). Dabei wurde der anteriore Abbiss (100 N) einerseits, sowie eine uni- und bilaterale Mastikation im Seitenzahngebiet andererseits, bei transversal isotropen Materialeigenschften simuliert. Darüber hinaus wurden die Verschiebungen unter der Kaulast am Pogonion (1,8 mm), dem Eckzahn (1,3 mm), dem höchsten Punkt des Processus coronoideus (0,7 mm) sowie an einem Punkt im Bereich des Aufsteigenden Astes (0,9 mm) gemessen. Mit einer Konvergenzstudie suggerierten die Autoren, dass für eine ausreichende Genauigkeit der Aussagen etwa 5.000 Knoten erforderlich sind. Genauere Aussagen zur Deformation des Kiefers sind aus den publizierten Ergebnissen nicht zu entnehmen.

Kober und Sader (37) untersuchten im Jahr 2000 mittels FE-Analysen die Bewegung des Unterkiefers bei zwei verschiedenen Randbedingungen für die Kiefergelenke.

Ergebnis war, dass der "Kraftfreie" Lageransatz gegenüber dem fest eingespannten Kiefergelenk den realen Deformationen nähere Ergebnisse lieferte.

1.3.4 Spannungsoptische Analysen

Bei der Spannungsoptischen (SO) Analyse wird unter Verwendung von polarisiertem Licht die Spannungsverteilung in lichtdurchlässigen Körpern untersucht (photoelastische Methodik). Dazu wird transparentes Material zur Einbettung oder Herstellung unterschiedlicher Konstruktionen beleuchtet und bei Belastung des Modells die optisch sichtbaren Spannungstrajektorien zur Auswertung der Beanspruchungen herangezogen.

Küppers (43) zeigte 1971 an spannungsoptischen Modellen, dass der Unterkiefer einer Biegebeanspruchung ausgesetzt wird und dass auch bei der Annahme unterschiedlich gelegener Belastungsorte (Frontzahn-, Prämolaren-, Molarenbereich) stets ein sehr ähnliches Trajektorienmuster resultiert. Darüber hinaus war nach dem Vergleich von röntgenologisch ermittelter Knochendichteverteilung und Beanspruchungsverteilung eine Übereinstimmung vorzufinden, die den Rückschluss auf eine Anpassung der Materialverteilung im Kiefer mit der Beanspruchungsverteilung zuließ. Auch Tillmann et al. (69) haben 1983 durch computergestützte Densitometrie die funktionelle Anpassung der Knochendichte der menschlichen Mandibula finden können. Der Canalis mandibulare soll nach den Untersuchungsergebnissen in der neutralen Faser der Biegebeanspruchung liegen.

Koeck, Sander (1978) (38) und Marx (1967) (45) fanden bei statisch einwirkender Kaulast auf der Arbeitsseite bei einseitiger Kaulast Durchbiegungen des horizontalen Astes nach kaudal und eine reziproke Verformung nach kranial auf der Mediotrusionsseite. Beim Frontabbiss waren beiderseits konvex Verformungen nach kranial vorzufinden. In der transversalen Ebene ist durch die Verformung eine Annäherung der crestalen Bereiche und eine linguale Konkavität vorzufinden.

Phylogenetische Betrachtungen des Kiefergelenks von Kummer 1985 (42) wollen belegen, dass das Kiefergelenk bei entsprechender Konstellation der Muskelkräfte auch bei festem Zubiss völlig lastfrei sein kann. Als Modell wird ein Waagebalken herangezogen. Die Länge des Ramus ascendens hat Einfluss auf die Größe und Richtung der Auflagerkraft. Die Muskelkräfte greifen nicht rechtwinklig zum Unterkiefer an, sondern sind mehr oder weniger stark nach rostral geneigt. Daraus resultiert am Gelenk eine schräg nach aufwärts-vorwärts gerichtete Auflagerkraft, die in eine vertikale und horizontale Komponente zerlegt werden kann. Mit zunehmender Höhe des Ramus ascendens wird die Vertikalkomponente der Auflagerkraft am Gelenk kleiner, während die Horizontalkomponente zunimmt. Spannungsoptische Versuche von Molitor (49) haben bestätigt, dass die Kraftkomponente am Kiefergelenk in gewissen Muskelkonstellationen gleich Null wird.

1.4 Klassifikation der atrophierten Mandibula

Cawood et al. (11;13;14) klassifizierten nach anthropomorphometrischen Untersuchungen an 300 mazerierten, getrockneten Schädeln die Atrophie der Mandibula und der Maxilla in 6 Grade (I-VI) (Abbildung 3). Neben dieser qualitativen Klassifikation wurden für morphometrische Messungen an teilbezahnten und zahnlosen Kiefern vier <u>Gruppen</u> definiert und die Maße der Querschnitte des Unterkiefers gemessen:

- CW1 (Teil-) Bezahnt
- CW2 Zahnlos mit moderater Atrophie
- CW3 Zahnlos mit starker Atrophie
- CW4 Zahnlos mit extrem ausgeprägter Atrophie

Zur Messung der Atrophie (siehe Abbildung 4) wurden Verbindungslinien zwischen der Symphysis menti (s), zum Foramen mentale (m) und zum Mittelpunkt (k) zwischen Foramen mentale (m) und dem Foramen mandibulare (L) als Bezugspunkte genommen. An den Punkten s, m und k wurden bei 45 geeigneten Kiefern die Distanzen zwischen der Margo inferior basal der Kiefer einerseits und der Margo superior alveolar am Kieferkamm anderseits gemessen. Für die Gruppen CW1 bis CW4 wurden die Messwerte oberhalb der Verbindungslinie zwischen Pogonium, Foramen mentale und dem Foramen mandibularis als "alveolare Messwerte", unterhalb der Linie als "basale Messwerte" bezeichnet.



Abbildung 3 Atrophie im Unterkiefer nach Cawood im anterioren (oben) und posterioren (unten) Bereich des Unterkiefers (Querschnitte) aus (13)



the mandible in relation to loss of the teeth (after ENLOW *et al.*³). (B) The line connecting mental and mandibular foramina delineates the boundary between the alveolar process and basalar process. 3 reference points S, M and K were selected. (B).

Fig. 2. Measurements of the height (A) and width (B) of the alveolar process and basalar process were taken at points S, M and K.

Abbildung 4 Messpunkte und Atrophiegrade aus Cawood (13)

Cawood beschreibt die Atrophie der Mandibula wie folgt (13):

- Basaler Knochen verändert seine Form nicht wesentlich nach Extraktionen. Der Höhenabbau findet fast ausschließlich oberhalb der Verbindungslinie s-m-k statt (alveolar).
- 2. Alveolärer Knochen verändert seine Form signifikant in sowohl vertikaler, als auch horizontaler Richtung.
- 3. Die Formänderung tritt im Allgemeinen nach vorhersehbaren Mustern auf: Je nach Fortschritt der Atrophie sind charakteristische Veränderungen der Form des Querschnitts des Kiefers vorzufinden (siehe Abbildung 3).
- 4. Der Fortschritt der Atrophie variiert je nach Region im Kiefer:
 - a. Anterior ist der Knochenverlust vertikal und horizontal. Im Bereich der Symphysis mentalis ist der basale Knochenabbau geringer als posterior.
 - b. Im posterioren Bereich der Mandibula ist der Knochenverlust eher vertikal ausgeprägt und stärker als anterior ausgeprägt. Der Knochenabbau stärker kann im posterioren Bereich die definierte anatomische Verbindungslinie nach basal (siehe Abbildung 4) überschreiten.

Tabelle 2 Mittlere Knochenbreite (alveolar und basal) (linke Tabelle) und Knochenhöhe (rechte Tabelle) in mm nach Cawood (13) (Standardabweichungen < 1,7)

Gruppe		S	m	k
CW1	alveolar	10,5	10,0	11,0
	basal	15,0	11,5	15,5
CW2	alveolar	7,5	5,0	5,0
	basal	15,0	11,0	15,5
CW3	alveolar	5,5	4,5	5,0
	basal	15,0	11,0	15,5
CW4	alveolar	3,5	4,0	4,0
	basal	15,0	10,5	15,0

Gruppe	S	m	k
CW1	33,0	31,4	27,0
CW2	25,0	23,7	23,0
CW3	24,2	20,2	18,5
CW4	18,9	15,8	16,6

Blahout et al. (11) 2007 (n=41) und Dennissen et al. 1984 (17) untersuchten atrophierte Unterkiefer morphometrisch im interforaminalen Kieferbereich an atrophierten Unterkieferpräparaten und betrachteten in dieser Region die Anteile an Spongiosa und Compacta im Querschnitt. Nach den Untersuchungsergebnissen waren interforaminal die Kompakta und die Spongiosa von der Atrophie gleichermaßen betroffen. Der interforaminal gemessene Maximalwert der Knochenbreite nahm im Querschnitt mit zunehmender Atrophie nur um etwa 10% ab. Die Kortikalis war im interforaminalen Unterkieferbereich vor allem inferior und lingual dicker als superior und vestibulär. Das Verhältnis der Querschnittsareale von Spongiosa zu Compacta verhielt sich in etwa konstant mit zunehmender Atrophie.

Den Untersuchungen zur Folge war die Atrophie außerdem nicht abhängig vom Alter des Patienten, sondern abhängig von der Zeit, die post extractionem vergangen war. Der größte Höhenabbau in der Vertikalen fand in der Phase sechs Monate bis zwei Jahre post extractionem statt. Zu erklären ist dieses Phänomen biomechanisch nach Kummer (42) 1985 durch den fehlenden Reiz für die Proliferation von Knochengewebe am Processus alveolaris nach Wegfall der über den Zahnhalteapparat übertragenen Kräfte. Daher wird post extractionem eine Implantation so früh wie möglich empfohlen, um die Knochenstruktur zu erhalten. Bei fortgeschrittener Atrophie kann auch im interforaminalen Bereich über 60% der ursprünglich vorhandenen Knochenmasse verloren gehen (11).

1.4.1 Anthropometrie des Unterkiefers

Piettrokowski et al (56) führte Vermessungen an 99 zahnlosen Unterkiefern zwecks Modellation eines CAD-Modells durch. Sie gaben aber nur ein Längenmaß des horizontalen Unterkieferastes als Mittelwertig 61 +/- 8 SD mm, gemessen an der Margo superior zwischen Pogonion und retromolarem Polster. Als als transversales Maß wird 78 +/- 9,4 SD mm im Bereich des retromolaren Polsters. Sie beobachteten, daß beim zahnlosen Unterkiefer oft ein schmaler Grat im okklusalen Bereich bestehen bleibt und daß die Atrophie im Unterkiefer zentrifugal gerichtet ist.

Anthropometrische Daten des Unterkiefers wurden auch von Arends und Sigliotto im Abschlussbericht des DFG-Forschungsvorhabens 1987 (8) für strukturanalytische Untersuchungen ermittelt. Hierzu wurden 13 Kieferskelette am Anatomischen Institut der Universität Tübingen strukturiert vermessen. Darüber hinaus wurden Daten von Materialkennwerten erhoben, die einzelnen Kieferabschnitten zugeordnet wurden. Die Beschreibung der knöchernen Bezugspunkte, -winkel, -ebenen und –linien und – Abstände am Unterkiefer sind in den Abbildung 5 und Abbildung 6, sowie Tabelle 3 und Tabelle 4 dargestellt. Die Variationskoeffizienten der Gruppen (1: v < 10%; 2: 10% >= v <= 20%; 3: v > 30%) zeigen, wie groß die Abweichungen vom jeweiligen Mittelwert der geometrischen Größe waren.



Abbildung 5 Abmaße zur Konstruktion des 3D- Standard-Unterkiefers (aus Ahrends und Sigliotto (6))

	KIEFER - WINKEL			
	a,			
Maß- index	x	s ix		
1	[GRD]	[%]		
1	- 0.75	858 - 848		
2				
3	55.3	+ 23.6 - 24.4		
4	58.75	+ 20.4 - 18.0		
5				
6				

Tabelle 3 Kiefer-Winkel - Mittelwerte und Standardabweichung

Tabelle 4 Längen- und Breitenmaße des Mittelwert-Unterkiefers aus Ahrends und Sigliotto (8)

-NB		KIEFER	- ABME	SSUNGE	N ,	
SS	-	' I	_ '	1	1 - 1	3
MA	[mm]	\$/x[%]	[mm]	s/x [%]	[mm]	s/x [%]
1	2.9	18.1 %	2.4	25.6 %		
2	4.2	23.1 %	8.0	18.0 %		
3	12.2	15.3 %	11.9	10.9 %	47.7	13.9 %
4	57.8	9.4 %				
5	60.8	7.8 %			87.35	7.1 %
6	86.1	9.8 %	47.5	5.314	109.6	5.5 %
7	3.6	66.3 %	29.7	7.039		
8	46.4	14.2 %	23.1	2.382	59.0	8.1 %
9	50.9	12.5 %	43.7	2.493		
10	59.0	14.1 %	56.4	3.646	87.4	6.4 %
11	70.6	11.1 %	40.8	3.231	87.7	4.4 %
12	84.4	11.8 %	49.6	4.904		
13	89.2	9.7 %	51.1	5.346	90.8	5.2 %
14	92.7	8.8 %	44.5	5.563		
15					5.3	9.5 %
16	1				19.3	8.2 %
17					18.4	7.9 %
18	5.2	59.4 %				
19	7.9	32.1 %				
20	7.8	23.7 %				I
21					7.5	17.3 %
22					15.9	7.8 %
23			20.0	11.3 %		
24			36.7	_	l i	

26



Abbildung 6 Knöcherne Bezugspunkte am Unterkiefer und Referenzebenen und -linien aus (8)

Große Variation zeigen die Maße von Kinnprominenz (>15%) und Kieferwinkel, weitestgehend mäßige Variation (<15%) jedoch die Maße der Gesamtlänge, - höhe und –breite.

1.4.2 Knochenqualität

Neben Kenntnissen über die Quantität des Knochenumfangs sind auch die qualitativen Eigenschaften des Unterkieferknochens von grundlegender Bedeutung für die Planung von Implantationen und der Langzeit-Überlebensrate der prothetischen Versorgung (11), (44). Auch die Deformation des atrophischen Unterkiefers ist abhängig von der Knochenqualität. Unterschieden wird zwischen der steifen, weniger verformbaren Kortikalis und der strukturell schwächeren inneren Spongiosa des Unterkiefers.

Lekholm und Zarb (44) teilten die Knochenqualität vom zahnlosen Kiefer nach histomorphometrischen Gesichtspunkten ein und bewerteten die Knochenqualität nach dem klinischen Bohrgefühl:

- D1 Knochen bestehend aus einer homogenen Kortikalis (Eichenholz)
- D2 Knochen mit einem dicken kortikalen Kompartiment und einem variablen Anteil an spongiösem Knochen (Pinienholz)
- D3 Knochen mit einer sehr dünnen Kortikalis und einer überwiegenden Spongiosa mit höherer Knochendichte (Basalholz)
- D4 Knochen mit einer sehr dünnen Kortikalis und einer überwiegenden Spongiosa mit reduzierter Knochendichte (Styropor)

Weitere Bewertungen der Knochenqualität (39) können anhand des Drehmoments bei Implantatinsertion (Primärstabilität) oder nach der Implantation mittels Periotest oder Resonanzfrequenzanalyse durchgeführt werden.

Die digitale bildgebende Diagnostik mittels Computertomografie ermöglicht durch radiographische Dichtemessung die Messung der Knochenmineraldichte in Hounsfieldeinheiten anhand von Eichkurven. Hothan et al. (32) entwickelten für CT-Unterkiefer ein Verfahren für die Knochendichtemessung Auswertungen im (Mineralisationsgrad). Solche Verfahren zur Datenanalyse aus der bildgebenden Diagnostik zur Knochendichtedarstellung werden derzeit von mehreren Softwarefirmen Die farbliche Differenzierung der Knochendichte angeboten. kann am Computerbildschirm für Ober- und Unterkiefer erfolgen und ermöglicht somit eine Beurteilung des Mineralisationsgrades.

Die Knochenqualität Typ D2 und D3 sind nach Untersuchungen von Blahout 2007 (11) überwiegend interforaminal vorhanden, sodass eine Empfehlung zur interforaminalen Implantation bereits früh nach Extraktion ausgesprochen wird.

Sevimay et al. (63) untersuchten den Einfluss der Knochenqualität (D1-D4) auf das Auftreten von maximalen Spannungen. Sie belasteten eine Implantat-Krone im Knochenpräparat mit 300 N und zeigten, dass die Spannungsverteilung bei schwachen Knochenstrukturen D4 und D3 sich auf den kortikalen Anteil besonders im Implantat-Schulterbereich konzentrierten. Bei schwachen Knochenqualitäten traten im Schulterbereich höhere maximale Spannungen auf als bei hoher Knochenqualität. Bei den Knochenqualitäten D1 und D2 waren die maximalen Spannungen besser verteilt und an der Implantatschulter sanken sie um etwa 15% gegenüber den schwächer gestützen Knochenbereichen.

Natali et al. (50-54) fassten die aus Versuchen ermittelten heterogenen Materialkennwerte für Knochen zusammen und beschrieben mathematisch die Zusammenhänge zwischen Mineralisationsgrad, Feuchtegrad, und elastischen Kennwerten. Für trabekulären Knochen wurde ein E-Modul zwischen 0,61 GPa und 22 GPa angegeben. Die Poissonsche Querkontraktionszahl ist für Knochen sehr unterschiedlich wegen der Inhomogenität und Anisotropie, wird aber häufig in Modellrechnungen auf 0,3 festgelegt.

Knochengewebe reagiert im Laufe der Zeit als biologisches Gewebe auf Lasten mit Remodellation und biologischem Response, wie Remodellation (Roux'sche Lehre) (21). Bei der Remodellation kann eine Anpassung an biomechanische Beanspruchungen erfolgen durch Knochenapposition oder –Resorption des Gewebes. So kann trabekulärer Knochen in Richtung der Hauptlasten ausgerichtet sein und die Knochendicke währen der Langzeitbeanspruchung zu- oder abnehmen.
2 Fragestellung

Aus einem Literatur-Review über Studien mit Finite-Elemente-Methode (FEM) von Geng et al. 2001 (23) ging hervor, dass die Biomechanik des Unterkiefers hinsichtlich dessen Atrophie mittels FEM bisher nicht untersucht worden war. Ziel der vorliegenden Arbeit ist es, die Biomechanik des Unterkiefers mit zunehmendem Grad der Atrophie nach Cawood in einer Finite-Elemente Studie unter extremen Belastungssituationen zu untersuchen. Dazu sollen zahnlose, graduell atrophisch veränderte Kiefer unter maximaler isometrischer Kontraktion der Kaumuskulatur beim unilateralen Abbiss rechts und beim Frontabbiss mit und ohne prothetische Rehabilitation simuliert werden. Bei der Simulation mit Zahnersatz kommt die Totalprothese, interforaminal auf Tegument und interforaminalen Implantaten gelagerter kombinierter Zahnersatz und auf interforaminalen Implantaten getragener festsitzender Zahnersatz zum Einsatz.

Die spezielle Beanspruchungssituation und das Deformationsverhalten eines atrophierten Unterkiefers mit prothetischer Rehabilitation mit einer zirkulär ungeteilten Brücke auf sechs Implantaten Regio 36,34,33 und 43,44,46 einerseits, und die Dreiteilung der Brücke andererseits, soll verglichen werden.

Der Einfluss der Schichtstärke der Kortikalis auf das Deformationsverhalten eines stark atrophisch veränderten Kiefers soll simuliert werden.

Arbeitshypothesen:

- 1. Mit zunehmender Atrophie nimmt die Deformation der Unterkieferspange unter funktioneller Kaubelastung bei unilateralem Abbiss und Frontabbiss zu.
- 2. Je größer die Schichtstärke der Kortikalis des Unterkiefers mit stark fortgeschrittener Atrophie ist, umso geringer deformiert sich der Unterkiefer.
- 3. Am periimplantären Knochen nehmen mit der Atrophie, der Starrheit der prothetischen Versorgung und der Abnahme der Anzahl der Implantate die Beträge der maximalen Dehnungen und das Risiko einer Strukturschädigung zu.
- 4. Eine Dreiteilung einer festsitzenden zirkulären Brücke auf Implantaten Regio 36,34,33 und 43,44,46 führt zu einer Entlastung des periimplantären Knochens.

3 Methodik

Für die Atrophiegrade I bis IV nach Cawood für zahnlose Unterkiefer wurden im 3D-CAD Programm Pro/Engineer vier parametrische Modelle erstellt (CW1 bis CW4). Die Simulation erfolgte für extreme statische Beanspruchungen bei maximaler isotonischer Kontraktion der Kaumuskulatur für die beiden Fälle der unilateralen Mastikation und des Frontabbisses. Finite-Elemente-Berechnungen der Deformationen und Spannungen mit dem Programm Pro/Mechanica wurden für folgende Modellsituationen für die vier Atrophiergrade durchgeführt:

- 1. Ohne prothetische Versorgung
- 2. Mit Totalprothesen
- 3. Mit tegumental-implantatgelagerten Prothesen auf zwei, vier und sechs Implantaten interforaminal
- 4. Festsitzende Brücken auf vier oder sechs Implantaten interforaminal

Für den Atrophiegrad CW3 wurden Modelle mit sechs Implantaten Regio 36,34,33 und 43,44,46 mit einer dreigeteilten Brücke, sowie mit einer massiven zirkulären Brücke aus einem Stück (Kobalt-Basislegierung) unter gleichen Belastungssituationen simuliert.

Der Einfluss der Dicke der Kortikalis auf die Deformation wurde exemplarisch mit stark atrophierten zahnlosen Kiefermodellen CW4 mit vier unterschiedlicher Schichtstärken der Kortikalis mit der Finite-Elemente Methode simuliert.

Insgesamt wurden Ergebnisse aus 70 Finite-Elemente Berechnungen vom zahnlosen Kiefer mit und ohne (implantat-)prothetische Versorgung berechnet und ausgewertet.

Der Versuchsaufbau erfolgte nach folgendem Schema:

- 1) CAD-Modellierung (parametrisch) mit Pro/Engineer von
 - a. Standard-Unterkiefermodelle für Cawood Atrophiegrade III bis VI
 - b. Implantate
 - c. Prothetik
 - d. Baugruppenmodelle durch Kombination von a.-c.

- 2) In Pro/Mechanica: Definition der
 - a. Materialeigenschaften (Knochen, Implantate, Prothetik)
 - b. Freiheitsgrade der Kiefergelenke
 - c. Muskelzugkräfte (Mastikation einseitig, beidseitig, anterior)
 - d. Auflager der Kausimulation für die unilaterale Mastikation und den Frontabbiss
 - e. Messpunkte der Deformation
- 3) Erzeugung von Finite-Elemente-Netzen und FE-Berechnung der Spannungen und Deformationen
- 4) Grafische und rechnerische Auswertung von Deformationen und Spannungen der beanspruchten Kiefer für definierte Messwerte

3.1 Parametrische CAD-Modelle der atrophierten Mandibula

Die Grundlage für Größenabmessungen der vier parametrischen CAD-Modelle der Unterkiefer, hier mit CW1 bis CW4 benannt, waren anthropometrische Daten aus einer In-vitro-Studie von mazerierten Knochen humaner Unterkiefer (DFG-Forschungsprojekt von Arendts und Sigliotto (8)). Die Breiten- und Längenmaße der anatomischen Eckpunkte sind gemäß Abbildung 5 und Abbildung 6, sowie Tabelle 4 Tabelle 3 zur Gestaltung eines Standard-Unterkiefers eingesetzt worden. Größenabmessungen, die einen großen Variationskoeffizienten aufwiesen, wie Kieferwinkelabmaße und Kinnabmaße wurden nach Mittelmaßen definiert und nicht variiert (Abbildungen 7 bis 10)



Abbildung 7 Kraniale Ansicht des 3D Standard-Unterkiefers mit Abmaßen



Abbildung 8 Frontalansicht des 3D-Standard- Unterkiefermodells mit Abmaßen



Abbildung 9 Seitliche Ansicht von rechts des Standardunterkiefers mit Abmaßen



Abbildung 10 Ansicht von Kaudal auf den 3D-Standard-Unterkiefer mit Abmaßen

Die Konstruktion der Querschnittskurven der horizontalen Äste des Kiefers im CAD-Programm erfolgte nach den nach Atrophiegraden gemittelten Messwerten in Anlehnung an Cawood et. al. (13). Die sich daraus berechnende Breiten- und Höhenabmessungen der Modelle CW1 bis CW4 wurden nach Tabelle 2 (Seite 13) definiert.

Volumenmodelle der Unterkiefer wurden im CAD-Programm durch die Konstruktion von Kurvenzügen (Spline) durch anatomische Bezugspunkte generiert. Eine Margo superior und eine Margo inferior wurde von einer Gelenkseite zur anderen konstruiert. Zusammen mit Kurven der anatomischen Querschnitte entstand die Oberfläche des CAD-Kiefermodells im CAD-Programm durch Generierung einer Berandungsverbundfläche (Abbildung 11).



Abbildung 11 Unterkiefer-Standardmodell CW1 mit Darstellung von Querschnittskurven in horizontalen Kieferästen, sowie den Margo superior et inferior

Die dabei gerichtete Interpolation durch den Kurvenzug zur Erzeugung der Verbundfläche hatte geometrische Abweichungen der Kieferhälften zur Folge, obwohl die Kurvengestaltung beider Seiten gleich war. Es konnte daher keine absolute Spiegelsymmetrie des Kiefermodells erzielt werden. Die Spongiosa wurde, wie die äußere Volumenfläche der Kortikalis, durch einen im Inneren der Kortikalishülle verlaufenden Berandungsverbund durch Querschnittskurven erzeugt. Die Dicke der Kortikalis musste wegen zahlreicher im Ansatz gescheiterter Volumengenerierungen des CAD-Programms und einer sich anschließenden fehlerhaften Generierung eines

Finite-Elemente-Volumenkörpers-Netzwerkes variabel zwischen 1 bis 2 mm gestaltet werden. Die Konstruktion einer halben Kieferseite mit anschließender Spiegelung scheiterte daran, dass die Finite-Elemente-Vernetzung stets inhomogene Verbünde der linken und rechten Seite ergaben, die zu Singularitäten und einem Abbruch des Finite-Elemente-Berechnungsprozesses führte. Insgesamt wurden für jeweils ein CAD-Modell eines zahnlosen Kiefers 177 Konstruktionselemente als Koordinatensysteme, Bezugspunkte, Ebenen und Kurven und des Unterkiefers definiert.

Die Längen- und Breitenmaße der Unterkiefermodelle CW1 bis CW4 wurden konstant belassen (Abbildung 12). Der Austeigende Ast des Kiefers wurde zwischen den Modellen geometrisch so wenig wie nur möglich verändert sodass die Atrophie fast ausschließlich die horizontalen Kieferäste betraf. Die Querschnittsgeometrie der horizontalen Kieferäste wurde basal nur wenig variiert, während mit zunehmender Atrophie die alveoläre Geometrie immer stärker in der Höhe und Breite abnahm. Ein Spitzkamm wurde nicht modelliert da es zu Programmabbrüchen bei FE-Simulationen kam und für Spitzkämme keine Ergebnisse erzielt werden konnten.



Abbildung 12 Die Unterkiefermodelle CW1 bis CW4 mit Darstellung der Querschnittskurven der horizontalen Äste

3.1 Implantate

Ein konisches Zylinderimplantat wurde konstruiert. Ein Gewinde wurde nicht vorgesehen. Die Implantatpfosten wurden in einem Stück mit dem Implantat mit zylindrischer oder konischer Geometrie modelliert.



Abbildung 13 Implantat als Konstruktionszeichnung (links) und als Volumenmodell (rechts) mit zylindrischer Parallel Konstruktion.

Die Insertion der Implantate im Kiefermodell erfolgte in Abständen, bei der die Mittelpunkte der Implantatschultern symmetrisch zur Mediansagittalen verteilt wurden. Die Länge des osseointegrierten Anteils des Implantates lag bei 11 mm, der oberhalb des Knochens verbliebene Längenanteil betrug 6 mm. Bei Versorgungen auf zwei Implantaten waren die Implantate in der Region beider Eckzähne. Bei vier Implantaten wurden zusätzlich zwei Implantate in der Region der Prämolaren inseriert.



Abbildung 14 Verteilung von Implantaten bei prothetischer Versorgung: (a) bis (c) interforaminal bei CW4, (d) 6 Implantate verteilt bei CW3

Die Implantate wurden so inseriert, wie es vom Knochenangebot sinnvoll erscheint, daher sind die Achsen der Implantate nicht exakt parallel in der Sagittalebene angeordnet, sondern weisen relative Neigungen bis zu 6 Grad auf. Ein Abstand von 5 mm zum Foramen mentale wurde durch Konstruktion von Kontrollkreisen eingehalten (siehe Abbildung 15).



Abbildung 15 Konstruktion der Insertionspunkte und -achsen der Implantate

3.2 Geometrische Modelle von Prothesen und Brücken

Es wurden für die Atrophiegrade CW1 bis CW4

- 1. Totalprothesen
- 2. Deck-/Teleskopprothesen auf zwei, vier und sechs Implantaten interforaminal
- 3. Festsitzende Brücken auf vier und sechs Implantaten interforaminal

modelliert.

Zusätzlich wurden für den Atrophiegrad CW3 Brücken auf sechs Implantaten Regio 36,34,33 und 43,44,46 zirkulär aus einem Stück, sowie geteilt in Frontzahn und Seitenzahnbrücken konstruiert.

Für den Atrophiegrad CW4 wurde im Kieferquerschnitt die Spongiosa in Anlehnung an der Definition von Knochenqualitäten von Lekholm und Zarb (44) in drei Stufen zugunsten der Kortikalis verringert, ein Modell bestand aus vollem Kortikalen Knochen.

Die Herausnehmbare Prothetik wurde zusammengesetzt aus einem Zahnkranz und der Prothesenbasis konstruiert (Abbildung 16).



Abbildung 16 Ansicht eines Schnittes durch den Kiefer, ein Implantat, und Deckprothese.

Der **Zahnkranz** wurde bis zum zweiten Molaren als Berandungsverbund konstruiert und mit einer planen okklusalen Fläche vereinfacht. Bei der festsitzenden Brückenversorgung endete die Zahnreihe hinter dem zweiten Prämolaren. Die Okklusionsebene wurde wegen eines fehlenden Bezuges zum Oberkiefer vereinfacht definiert als eine 35 mm versetzte Parallele zur Ebene der Unterkieferbasis. Dadurch stehen die ersten Molaren der Prothese etwas höher als bei dem Bezug zur durchschnittlichen Camper´schen Ebene.

Die **Prothesenbasis** wurde dem Kieferkamm mit zunehmender Atrophie angepasst (Abbildung 17) durch konstruktives Herausschneiden des Kiefervolumens aus der vollen Prothesenbasis. Mit zunehmender Atrophie nahm daher die Höhe der Prothesenbasis soweit zu, wie es eine Anpassung an die Okklusionsebene erforderte. Dabei lagen leichte Abweichungen zwischen der Geometrie beider Kieferhälften vor. Für Implantate und Brückenkonstruktionen wurden, ähnlich wie bei der Konstruktion der Prothesenbasis, Ausschnitte aus Komponenten definiert und die Einzelkomponenten schrittweise eingebaut zum Gesamtmodell.



Abbildung 17 Deck-/Teleskopprothesen auf Unterkiefer der Atrophiegrade CW1 bis CW4.



Abbildung 18 Festsitzende Brücke auf vier Implantaten (CW3)

Bei der Konstruktion von festsitzenden **Brücken** (Abbildung 18) auf vier und sechs Implantaten wurde ca. 1,0 mm bis 2 mm oberhalb der crestalen Implantatschulter eine massive gebogene und abgerundete Balkenstruktur aus CoCrMo konstruiert und mit dem Zahnkranz verbunden.

Festsitzende Brücken auf Implantaten Regio 36,34,33 und 43,44,46 wurden am Kiefermodell CW3 als gebogene Balken konstruiert (Abbildung 19) und als Vergleichsmodell eine Trennung zwischen den Implantaten 33 und 34, sowie zwischen 43 und 44 um 2 mm vorgenommen. Auch hier konnte keine absolute Symmetrie erzielt, sondern nur angenähert gestaltet werden.

Die Implantate wurden im knöchernen Bett nach der Achse des besten Knochenangebots inseriert, deshalb traten auch Divergierende Achsen auf. Ein Achsausgleich durch Pfosten wurde in der Studie nicht vorgenommen, die Pfostenform war in dieser Situation konisch.



Abbildung 19 Festsitzende Brücke (a) zirkulär ungeteilt und (b) dreigeteilt auf sechs Implantaten Regio 36,34,33 und 43,44,46.

3.3 Material- und Gewebekennwerte

Das mechanische Modell wurde hinsichtlich der Materialeigenschaften durch bestimmte Annahmen gegenüber einem realen Unterkiefer vereinfacht, da sonst ist die Komplexität der mathematischen Abbildung im Finite-Elemente-Programm zu hoch wäre und die Berechnung nicht hätte stattfinden können.

3.3.1 Elastische Kennwerte und Modelle von Knochen und Tegument

Die Materialkennwerte des Knochens der Mandibula (Kortikalis und Spongiosa) wurden in Anlehnung an Arends und Sigliotto (8) und Korioth et al. (41), sowie Turner et al (71) linear-elastisch und orthotrop gewählt. Das orthotrope Materialverhalten zeigt nach Untersuchungen von Arends und Sigliotto höhere E-Moduln in transversaler Richtung (vergleiche Abbildung 22). E-Moduln, G-Moduln und Querkontraktionszahl von Kortikalis uns Spongiosa sind in Tabelle 5 zusammengefasst.

Real weist Kieferknochen jedoch durch Ausbildung von Trajektorien in Richtung der Hauptlasten größere Belastbarkeit auf, als in anderen Richtungen. Auch kommen Visko-elastische oder elasto-plastische Materialverhalten zum Tragen.

	E-Moduln in 10 ³ MPa		Querkontraktionszahl			G-Moduln in 10 ³ MPa			
Material / Richtung	х	Y	Z	XY	YZ	XZ	ΥZ	XY	XZ
Kortikalis	10	10	20	0,3	0,3	0,3	6	4	5
Spongiosa	0,3	0,4	1,0	0,3	0,3	0,3	0,2	0,1	0,1

Tabelle 5 E-Moduln von Kortikalis und Spongiosa - orthothrope Materialkennwerte

Ein Einfluss der Schleimhaut musste im Modell aus programmtechnischen Gründen vernachlässigt werden. Bei der Totalprothetik wurde angenommen, dass bei Beanspruchung der Schleimhaut diese komprimiert wird (isostatische Flächenpressung), als läge eine direkte Kraftleitung zwischen Prothesenbasis und Knochen vor. Bei tegumental-implantat getragenen, kombinierten Zahnersatz geht diese Vereinfachung des Modells durch weglassen der Schleimhaut mit der Annahme einher, dass der Kraftfluss gleichmäßig auf Knochen und Implantate stattfindet nach einer resilienter Einlagerung des Zahnersatzes. Dieses ist konstruktiv annähernd zu realisieren indem die Resilienz der Schleimhaut durch Konstruktionselemente mit sekundärer Stützwirkung an den Implantaten ausgeglichen wird.

Die **Processus condylaris** sind im Modell aus rein kortikalem Knochen modelliert. Real werden Gelenkkapsel, -Knorpel und der Faserknorpelhaltige Diskus auf Druck und Zug beansprucht. Als Modellbetrachtung wird angenommen, dass die viskosen, weichen Bestandteile der Gelenke sich als Puffer zwischen dem Processus condylaris der Mandibula und der Gelenkpfanne am Schädel fungieren. Für die Beanspruchung des Gelenks wurde daher davon ausgegangen, dass bei Kompression des Diskus bei der Mastikation eine Druckverteilung auf eine größere Fläche des Kondylus vorliegt.

3.3.2 Elastische Materialkennwerte von Prothese, Implantate und Brücke

Die Materialkennwerte von Prothesenwerkstoffe und Implantate wurden als isotrope Werte (richtungsunabhängig) im mechanischen FE-Modell angesetzt. Streng genommen wären bei Kunststoffen visko-elastische Materialeigenschaften zu berücksichtigen und bei einer Impulsartigen Last wären etwas höhere E-Moduln anzusetzen.

Den **Implantaten** wurden die Werkstoffkennwerte für Titan (Reinheitsgrad 1) zugeordnet. Für **Prothese und Zahnkranz** wurde Polymethylmethacrylat gewählt. Für die Implantat getragene Brückenversorgung war die Legierungswahl eine Cobalt-Basislegierung..

Werkstoff	E-Moduln [GPa]	Querkontraktionszahl v		
Titan 110,0		0,33		
CoCrMo	220,0	0,27		
PMMA 2,5		0,40		

Tabelle 6 Materialkennwerte nach (25): Implantate und Prothetik

Der Zusammenhang zwischen Schubmodul G und E-Modul wurde für linearelastische, isotrope Materialeigenschaften als G = E / (2(1+v)) vom FE-Programm berücksichtigt.



3.4 Randbedingungen: Lagerung, Freiheitsgrade und Verbindungen

Abbildung 20 Mechanisches Modell ohne Prothetik

In Abbildung 20 sind Muskelansatzflächen (rot) mit Zugvektoren (gelbe Pfeile), ausgewählte Messpunkte (blaue Waagebalken), Auflageflächen am Kondylus (blaue Dreieckssymbole) und im Seitenzahngebiet rechts sowie inzisal für Modelle ohne Prothetik dargestellt.

Die **Kiefergelenke** wurden als Lager mit rostral-kranial gelegenen Auflageflächen versehen. Als Randbedingungen wurden dem **Kondylus der Arbeitsseite** und dem **schwingenden Kondylus** eine Einschränkung der Translation nur in vertikaler Richtung sowie Bewegungsfreiheit in der Horizontalebene und freie Rotation um alle Raumachsen zugeordnet.

Prothese, Implantate und Kiefer wurden fest mit einander verbunden gestaltet. Eine sogenannte Kontaktanalyse, die ein Abheben des Prothesenkörpers vom Tegument ermöglicht, musste aufgegeben werden, da das FE-Programm die Rechenprozedur trotz zahlreicher Versuche immer wieder abbrach. Die Folge ist, dass die Ergebnisse bei herausnehmbarem Zahnersatz von realen Gegebenheiten abweichen müssten.

Die okklusalen Kontakte für die Mastikation wurden für den Frontabbiss und für die rechtsseitig unilaterale Mastikation definiert. Den Flächenarealen wurde eine Unterbindung der der Translation und freie Rotation im Raum zugeordnet. FE-Modelle ohne Prothetik hatten Auflageflächen gemäß Abbildung 20. Bei FE-Modellen mit prothetischer Versorgung wurde für den seitlichen Abbiss ein ovales Areal der Größe etwa einer Hälfte der Kaufläche eines Molaren vorgesehen. Bei Totalprothetik und kombiniertem Zahnersatz wurde die Auflage in der Regio des ersten rechten Molaren vorgesehen. Bei interforaminal Implantat getragenen Brückenkonstruktionen wurde das Kauareal ca. 5 mm distal des ersten Prämolaren definiert, und bei distal des Foramens vorliegenden Implantaten im Bereich des ersten Molaren. Für den Frontabbiss wurde inzisal eine längliche Auflage in etwa der Länge der oberen beiden mittleren Inzisivi konstruiert.

3.5 Muskelzugkräfte

Kaukräfte sind resultierende okklusale Kräfte, die aus den Muskelzugkräften und den Auflagerreaktionen der Gelenke resultieren. Die Kaumuskulatur setzt an der zahnlosen Mandibula an definierten Arealen an, die im CAD-Modell, der Anatomie entsprechend, definiert wurden. Die Kraftgrößen der einzelnen Gruppen der Kaumuskulatur wurden in Anlehnung an eine Finite-Elemente-Analyse von Korioth et al. (41) und an Untersuchungsergebnissen von Nelson (1986) (55) für maximale Kaumuskelkräfte bei isometrischer Kontraktion gemäß Tabelle 7 festgelegt. Hierbei sind jeder Muskelgruppe Kontraktionskräfte zugeordnet worden, die aus dem Produkt

- einer Konstante für die maximale Kraft der Skelettmuskulatur,
- der Querschnitts fläche der Muskulatur sowie
- einem Gewichtungsfaktor zwischen 0 bis 1, je nach der Art der funktionellen Bewegung (zum Beispiel unilateraler Aufbiss)



resultiert.

Abbildung 21 Muskelgruppen und deren Ansatzflächen in Pro/Mechanica Finite-Elemente Programm

Abbildung 21 zeigt die definierten Muskelansatzflächen und in der linken Spalte die dazugehörigen Muskelgruppen:

- 1. Masserter superficialis et profunda
- 2. Temporalis profunda, medialis und anterioris
- 3. Pterygoideus lateralis und medialis

Muskelgruppe	Muskel Zugkraft (N)	X- Komponente	Y-Komponente	Z- Komponente
Mm. masseter superfic.	190,4	-0,419	-0,885	0,207
Mm. masserter prof.	81,60	0,358	-0,758	0,546
Mm. tempor. ant.	158,00	-0,044	-0,988	0,149
Mm. tempor. med.	95,60	0,500	-0,837	0,221
Mm. tempor. post.	75,60	0,855	-0,474	0,208
Mm. pterygoid. lat. inf.	66,90	-0,757	0,174	-0,630
Mm. pterygoid. med.	174,80	-0,372	-0,791	-0,486

Tabelle 7 Maximale Kräfte der Kaumuskulatur und orthogonale Richtungskomponenten.



Abbildung 22 Koordinatensystem und Achsrichtungen der Finite-Elemente-Modelle

In Tabelle 7 sind maximale skalare Kräfte für die isometrische Kontraktion für einzelne Muskelgruppen aufgeführt sowie die dazugehörigen orthogonalen Vektorskalare. Im kartesischen Koordinatensystem, ergeben die X-, Y- und Z-Komponenten (Abbildung 22) Kraftvektoren für maximale isotonische Kontraktion der jeweiligen Muskelgruppe. Das Vorzeichen der Vektorskalare ist abhängig von der jeweiligen Seite der Kaumuskelgruppe und

ändert sich in transversaler Z-Richtung von der rechten zur linken Muskelgruppe, in der sagittalen und vertikalen Richtung bleibt es gleich für beide Kieferseiten.

Tabelle 8 Gewichtungsfaktoren für Muskelgruppen bei maximaler isometrischer Kontraktion und unilateraler Mastikation nach Korioth et al. (41) und Nelson (55).

Muskelgruppe	Skalierungs-Faktor Arbeitsseite	Skalierungs-Faktor Nicht-Arbeitsseite		
Mm. masseter superfic.	0,72	0,60		
Mm. masserter prof.	0,72	0,60		
Mm. tempor. ant.	0,73	0,58		
Mm. tempor. med.	0,66	0,67		
Mm. tempor. post.	0,59	0,39		
Mm. pterygoid. lat. inf.	0,30	0,65		
Mm. pterygoid. med.	0,84	0,60		

Tabelle 9 Gewichtungsfaktoren für Muskelgruppen bei maximaler isometrischer Kontraktion und inzisalem Frontabbiss nach Korioth et al. (37) und Nelson (51)

Muskelgruppe	Skalierungs-Faktor Beidseitig		
Mm. masseter superfic.	0,40		
Mm. masserter prof.	0,26		
Mm. tempor. ant.	0,08		
Mm. tempor. med.	0,06		
Mm. tempor. post.	0,04		
Mm. pterygoid. lat. inf.	0,71		
Mm. pterygoid. lat. sup.	0,50		
Mm. pterygoid. med.	0,78		

Durch Multiplikation von orthogonalen Vektorkomponenten (Tabelle 7) mit den maximalen Muskelzugkräften und den Gewichtungen der Tabelle 8 und Tabelle 9 resultieren die Kräftevektoren der Muskelgruppen bei maximaler isometrischer Kontraktion für die unilaterale Mastikation (Tabelle 10) und für den sagittalen Frontabbiss (Tabelle 11).

Beispiel:

$$\vec{F}_{Masserter \ superfic.} = \begin{pmatrix} 0,207 \\ -0,885 \\ -0,419 \end{pmatrix} \cdot 190,4 N$$

 $\left|\vec{F}_{Masseter \ superfic.}\right| = \sqrt{(0,207)^2 + (-0,885)^2 + (-0,419)^2} \cdot 190,4 \ N = 190,4 \ N$

	X/re	Y/re	Z/re	X/li	Y/li	Z/li
Mm. masseter superfic.	-57,4	-121,3	28,4	-47,9	-101,1	-23,6
Mm. masserter prof.	21,0	-44,5	32,1	17,5	-37,1	-26,7
Mm. tempor. ant.	-5,1	-114,0	17,2	-4,0	-90,5	-13,7
Mm. tempor. med.	31,5	-52,8	13,9	32,0	-53,6	-14,2
Mm. tempor. post.	38,1	-21,1	9,3	25,2	-14,0	-6,1
Mm. pterygoid. lat. inf.	-15,2	3,5	-12,6	-32,9	7,6	27,4
Mm. pterygoid. med.	-54,6	-116,1	-71,4	-39,0	-83,0	51,0

Tabelle 10 Kräftevektoren (rechts und links) der Muskelgruppen bei maximaler isometrischer Kontraktion und **unilateraler Mastikation**.

Tabelle 11 Kräftevektoren (rechts und links) der Muskelgruppen bei maximaler isometrischer Kontraktion und **sagittalen Frontabbiss**.

	X/re	Y/re	Z/re	X/li	Y/li	Z/li
Mm. masseter superfic.	-31,9	-67,4	15,8	-31,9	-67,4	-15,8
Mm. masserter prof.	7,6	-16,1	11,6	7,6	-16,1	-11,6
Mm. tempor. ant.	-0,6	-12,5	1,9	-0,6	-12,5	-1,9
Mm. tempor. med.	2,9	-4,8	1,3	2,9	-4,8	-1,3
Mm. tempor. post.	2,6	-1,4	0,6	2,6	-1,4	-0,6
Mm. pterygoid. lat. inf.	-36,0	8,3	-29,9	-36,0	8,3	29,9
Mm. pterygoid. med.	-50,7	-107,8	-66,3	-50,7	-107,8	66,3

Durch die Skalierungs-, bzw. Gewichtungsfaktoren wurde berücksichtigt, dass die Muskelgruppen für unterschiedliche Einsätze der Mastikation nur anteilig Kraftwerte der maximalen isometrischen Kontraktion entwickeln (Muskelgruppengewichtung).

Im mechanischen Modell wurde angenommen, dass die maximalen isometrischen Muskelzugkräfte der Muskulatur gleich bleiben trotz atrophischer Veränderung der Kiefergeometrie. Da bei zunehmender Atrophie das Areal der Mm. masseter geringfügig mit dem Kieferkamm überlappte, wurde dieses Areal für die Atrophiegrade CW3 und CW4 etwas verkleinert, wodurch der Muskelansatz etwas nach dorsal und kaudal versetzt wurde. Dies dürfte mit den anatomischen Gegebenheiten bei zunehmender Atrophie in Einklang stehen. Vernachlässigt wurden auch die Mimische und die Mundbodenmuskulatur, sowie die Sehnen Ligamentae sphenomandibulare und stylomandibulare.

3.6 Messgrößen der Verformung des Unterkiefers

Die Messgrößen der Deformation des Unterkiefers wurden für den unilateralen Abbiss rechts und für den Frontabbiss berechnet, da hier die Verformungen ihre größten Ausmaße annehmen. Hierzu wurden Messpunkte im mechanischen Modell definiert. Die Ergebnisse aus dem Finite-Elemente Programm waren orthogonale Komponenten der Verschiebung der Messpunkte in Bezug auf das Koordinatensystem des Gesamtmodells.

Die Beträge der Winkel der Deformation wurden durch Vektorrechnung mit Hilfe des Skalarproduktes und Vektorbeträgen wie folgt berechnet:

$$\vec{a} \cdot \vec{b} = |a| \cdot |b| \cdot cos\varphi$$
 und daher folgt

$$\varphi = \arccos \frac{\vec{a} \cdot \vec{b}}{|a| \cdot |b|}$$
 [1]

Mit $\vec{a} = \begin{pmatrix} a_x \\ a_y \end{pmatrix}$ und $\vec{b} = \begin{pmatrix} b_x \\ b_y \end{pmatrix}$ errechnete sich mit dem Skalarprodukt der ebenen Vektorkomponenten und dem Betrag der Vektoren [1] zu

$$\varphi = \arccos \frac{(a_x \cdot b_x) + (a_y \cdot b_y)}{\sqrt{(a_x^2 + a_y^2)} + \sqrt{(b_x^2 + b_y^2)}}$$
[2].

Die Umwandlung der Einheit des Winkels von Radian-Werten in Grad folgte durch Multiplikation mit $180^{\circ}/\pi$.

Das Skalarprodukt lieferte den Betrag des Winkels zwischen den Vektorkomponenten, aber nicht die Drehrichtung, die aus den grafischen 3D-Darstellungen der deformierten Kiefer bestimmt werden musste oder mittels Berechnung des Kreuzprodukts ermittelt werden konnte.

Um mit der Literatur vergleichbare Werte der Deformation zu ermitteln, wurden die Werte der Deformation in der Ebene berechnet. Zusätzlich wurden aber auch räumliche Winkel und Verschiebungen ermittelt, die teilweise erhebliche Unterschiede zu den Ebenen Werten in den Ergebnissen erkennen ließen.



3.6.1 Torsionswinkel des Corpus mandibulae

Abbildung 23 Die Verschiebung des Querschnitts des horizontalen Kieferastes in einer transversalen Ebene. Berechnung des Torsionswinkels in der Transverversalebene anhand der Vektoren \vec{a} und \vec{b} .

Der Torsionswinkel τ (TW) wurde anhand der Verschiebung der Querschnittspunkte in der Transversalen crestal P₁ und basal P₂ nach $\overline{P_1}$ bzw. $\overline{P_2}$ berechnet (siehe Abbildung 23 und Abbildung 24). Dazu wurden im CAD-Programm die räumlichen Vektoren $\vec{c_1}$ und $\vec{c_2}$ crestal und basal an Eckzahn- und Molarenposition an jedem einzelnen CAD-Kiefermodell vermessen (Abbildung 24). Die orthogonalen Komponenten der Verschiebungsvektoren $\vec{v_1}$ (crestal) und $\vec{v_2}$ (basal) wurden für jedes Kiefermodell für definierte Messpunkte (Abbildung 24) vom Finite-Elemente-Programm berechnet.

Die orthogonalen Komponenten der Transversalebene der Vektoren $\vec{c_1}$, $\vec{c_2}$ und $\vec{v_1}$, $\vec{v_2}$ wurden zur Berechnung des ebenen Torsionswinkels eingesetzt. Die Vektoren \vec{a} und \vec{b} ergeben berechneten sich aus:

$$\vec{b} = \begin{cases} b_z \\ b_y \end{cases} = (\vec{c_2} - \vec{c_1}) = \begin{cases} (c_{2_z} - c_{1_z}) \\ (c_{2_y} - c_{1_y}) \end{cases} \text{ und}$$
$$\vec{a} = \begin{cases} a_z \\ a_y \end{cases} = (\vec{c_2} + \vec{v_2}) - (\vec{c_1} + \vec{v_1}) = \vec{b} + (\vec{v_2} - \vec{v_1}) = \begin{cases} b_z \\ b_y \end{cases} + \begin{cases} v_{2_z} - v_{1_z} \\ v_{2_y} - v_{1_y} \end{cases}, \text{ daher}$$

$$\vec{a} = \begin{cases} (b_z + v_{2_z} - v_{1_z}) \\ (b_y + v_{2_y} - v_{1_y}) \end{cases}.$$

Mit Hilfe der Formel [2] konnte der Torsionswinkel τ zwischen den Vektoren \vec{a} und \vec{b} errechnet werden zu

$$\tau = \arccos\left(\frac{(a_z \cdot b_z) + (a_y \cdot b_y)}{\sqrt{(a_z^2 + a_y^2)} + \sqrt{(b_z^2 + b_y^2)}}\right).$$



Abbildung 24 Beispiel für FE-Messpunkte der Mandibula an der Margo superior und inferior zur Berechnung von Deformationsgrößen

Zusätzlich zur transversalen Winkelkomponente der Torsion wurde anhand der gleichen Berechnungsgrundlage der räumliche Winkel der Torsion (RTW) ermittelt. Dieser wird daher beeinflusst von der sagittalen Richtungskomponente der Deformation.



3.6.2 Dorso-ventraler Verschiebungswinkel

Abbildung 25 Ermittlung eines dorso-ventralen Verschiebungswinkels δ

Der dorso-ventrale Verschiebungswinkel δ (DVV) (Abbildung 25) wurde aus der Projektion der Verbindungslinien der crestal gelegenen Molaren- und Eckzahnposition und die Projektion der verschobenen Verbindungslinie Punkte Mol und EckZ auf die Mediansagittale für jede Kieferhälfte berechnet.

Die Berechnung des DVV erfolgte gemäß Anschnitt 3.6.1 mit den sagittalen Komponenten x, y der Verschiebungsvektoren aus dem Vektorprodukt:

$$\vec{b} = (\vec{c_2} - \vec{c_1})$$
 und
 $\vec{a} = (\vec{c_2} + \vec{v_2}) - (\vec{c_1} + \vec{v_1}) = \vec{b} + (\vec{v_2} - \vec{v_1})$
 $\vec{c_1} \cdot \vec{b}$

$$\delta = \arccos \frac{\overline{a} \cdot b}{|a| \cdot |b|}$$

Das Vorzeichen des Winkels ist stets positiv, daher ist die Richtung des Winkels aus der Berechnung zunächst nicht bekannt. Dieser kann aus einer Vektordarstellung der Deformation bestimmt werden.

Ein relativer dorso-ventraler Verschiebungswinkel der beiden Unterkieferäste ΔDVV gegen einander konnte mittels Subtraktion aus $\Delta DVV = DVV_{re} - DVV_{li}$ bei bekannten Vorzeichen der Winkel ermittelt werden.



3.6.3 Längsausrichtungswinkel



Die Längsausrichtungswinkel λ (LAW) (Abbildung 26) wurden mit Hilfe der Projektion von Verbindungslinien der crestal gelegenen Molaren- und Eckzahnposition und den verschobenen Verbindungslinien der Punkte Mol und EckZ auf die Horizontalebene berechnet für beide Kieferhälften (vergleiche 3.6.2). Für zahnlose Kiefermodelle wurde der LAW sowohl crestal, als auch basal berechnet. Für die prothetisch versorgte Modelle wurde der LAW nur crestal berechnet.

Ein räumlicher Längsausrichtungswinkel (RLAW), der die Komponenten DVV und LAW enthält und zusätzlich die transversale Komponente berücksichtigt, wurde zum Vergleich für beide Kieferhälften berechnet.

Ein relativer LAW der linken und rechten Unterkieferhälften ΔLAW gegen einander kann daher aus $\Delta LAW = LAW_{re} - LAW_{li}$ bei bekannten Vorzeichen der Winkel ermittelt werden. Das Vorzeichen des LAW ist stets positiv, daher ist die Richtung des Winkels aus der Berechnung zunächst nicht bekannt und wurde daher aus Vektordarstellungen der Deformation bestimmt.

3.6.4 Mediale und räumliche Konvergenz der horizontalen Kieferäste

Die Mediale Konvergenz bzw. Divergenz (MKD) (Engl. Corporal Approximation, Medial Convergence) wurde entlang der Transversalachse crestal mit Hilfe von Messpunkten der ersten Molaren der Eckzähne beiderseits berechnet. Darüber hinaus wurde die räumliche Divergenz bzw. Konvergenz (RKD) der Kieferhälften an den definierten Punkten gemessen.

Die Berechnung der Konvergenz, bzw. Divergenz der horizontalen Kieferäste erfolgte durch

- a) Berechnung der Differenz der Verschiebungen der Messpunkte links und rechts entlang der transversalen Achse sowie
- b) Berechnung des Betrages der Differenz der räumlichen Verschiebungsvektoren.

Während die MKD nur die Abstandsänderung der transversalen Komponente darlegt, stellt der Betrag des RKD die Distanzänderung von Punkten beiderseits der Kieferhälften im Raum durch Deformation dar.

3.7 Finite-Elemente Netze



Abbildung 27 Finite Elemente Eckpunkte (links) und Netz aus Volumenelementen von Tetraedern (rechts).

Durch Vernetzung wurden die einzelnen Volumenanteile Prothetik, Implantate, Spongiosa und Kortikalis diskretisiert. Das Gesamtnetzwerk aus Tetraeder-Elementen in einer Größenordnung von 100.000 wird in einem Rechenprozess erzeugt. Durch Optimierung konnte die Anzahl der Volumenelemente reduziert werden auf etwa 25.000, wodurch die anschließende Berechnungszeit etwas verkürzt wurde (Dual Core Pentium 7600 MHz PC, 3GB Arbeitsspeicher).

3.8 Spannungs- und Dehnungsanalyse

Die Finite-Elemente-Simulation mit Pro/Mechanica ergab resultierende Spannungen und Dehnungen der 3D-Modelle aller 70 Kiefermodelle. Am unbezahnten, nicht prothetisch versorgten Modell wurde die Lokalisation von Dehnungen und Spannungen untersucht. Beim prothetisch auf Implantaten versorgten Kiefer wurde im Bereich der Schultern von Implantaten eine Untersuchung von minimalen und maximalen Hauptspannungen und –Dehnungen durchgeführt. Die Maximalbeträge von Spannungen und Dehnungen wurden hier crestal der Kortikalis, sowie am Übergang zwischen Kortikalis und Spongiosa durchgeführt.

Die gemessenen Hauptspannungen und sind die Spannungen in den Richtungen, in denen die Schubspannungskomponenten des Spannungstensors zu Null werden. Sie werden der Größe nach geordnet, d.h. S1 ist die maximale Hauptspannung und S3 die minimale Hauptspannung. Analog erfolgt ist die Definition von maximalen und minimalen Hauptdehnungen. Negative Vorzeichen deuten auf Druck, positive auf Zugspannungen hin.

Vergleichsspannungen nach der Gestaltänderungs-Energiehypothese nach von Mises wurden im Gesamtmodell zur Veranschaulichung der Spannungssituation grafisch dargestellt. Die Vergleichsspannung beschreibt eine Zusammenfassung eines mehrachsigen Spannungszustandes in einen einfachen Spannungswert, der mit der (einachsigen) Zugfestigkeit von Knochen verglichen werden kann. Die Richtung der Vergleichsspannung ist nicht feststellbar, d.h. es bleibt unklar ob es sich um Druckoder Zugspannungen handelt.

Die ermittelten Dehnungen wurden nach der Hypothese von Frost mit Grenzwerten verglichen, um mögliche Anhaltspunkte für Bereiche der Knochenapposition, Strukturerhalt oder Knochenabbau zu erhalten.

3.9 Konvergenzprüfung der Berechnungsergebnisse

Eine Finite-Elemente-Berechnung kann in unterschiedlichen Detaillierungsgraden durchgeführt werden. Zur Erhöhung des Detaillierungsgrades können zwei Methoden angesetzt werden. Erstens kann die Anzahl der Knoten im geometrischen Modell erhöht werden, oder zweitens der Polynomgrad der verwendeten Annäherungsgleichungen für die Spannungs- und Verformungsberechnungen. Pro/Mechanica verwendet die zweite Methode. Die Genauigkeit des Rechenergebnisses wird dabei für jeden Rechenlauf mit immer höher werdendem Polynomgrad (p-Lauf) mit den Ergebnissen des vorherigen Rechenergebnisses mit niedrigerem Polynomgrad verglichen. Als Konvergenzkriterium wurde eine 10%-ige Abweichung der Verformungswerte gewählt. Nach Erreichen des Konvergenzkriteriums, in der Regel fünf bis sechs p-Läufe, wurde der Rechenlauf beendet und die Ergebnisse der Spannungen und Verschiebungen ermittelt.

Als Beispiel ist in Abbildung 28 eine Konvergenz der maximalen Verschiebung zwischen den Polynomgrad drei und vier (< 10%) dargestellt.



Abbildung 28 Konvergenz durch Erhöhung des Polynomgrades der FE-Berechnung

4 Ergebnisse

4.1 Deformation des Unterkiefers ohne prothetische Versorgung in Abhängigkeit vom Grad der Atrophie beim Frontabbiss

Die Frontalansicht des verformten Unterkiefers bei stark ausgeprägter Atrophie (CW4, Abbildung 29) verdeutlicht die Richtung der Deformation beim Frontabbiss unter maximal isometrischer Kontraktion der Kaumuskulatur.

transparent dargestellte Das Modell des nicht verformten Kiefers überlagert das verformte Kiefermodell. Dabei sind die Verformungen zur Verdeutlichung in vierfacher Vergrößerung dargestellt. Die Deformationsmuster anderer Atrophiegrade beim Frontabbiss erwiesen sich tendenziell gleich gerichtet. Die Farbskala zeiat die Größenordnung der Deformation in mm.

Beim Frontabbiss die ist Deformationsrichtung der aufsteigenden Äste nach medial beiderseits gerichtet (Abbildung 30). Die Kieferäste aufsteigenden deformieren sich von kaudal nach kranial zunehmend nach medial. annähernd spiegelsymmetrisch. Die



Abbildung 29 Frontalansicht (oben) und kaudal-dorsale Ansicht (unten) der Deformation des Unterkiefers bei stark ausgeprägter Atrophie (CW4) - Frontabbiss und maximaler isometrische Kontraktion – Massstab der Deformation 4:1

Kiefergelenke, die im Modell nur in der vertikalen Achse, nicht aber in der horizontalen Ebene eingeschränkte Freiheitsgrade aufweisen, nähern sich medial stark an.



Abbildung 30 Vektordarstellung und Richtung der Deformation des Kiefers CW4 beim Frontabbiss

Das zahnlose Kiefermodell CW4 deformiert sich interforaminal von der Margo superior zur Margo inferior zunehmend nach dorsal und kranial unter tendenzieller Ausbildung einer leichten Konkavität lingual. Interforaminal deformiert sich der Unterkiefer CW4 anterior-crestal um maximal etwa 0,15 mm und basal-lateral bis zu 0,31 mm.

Die beiden horizontalen Kieferäste erfahren beim Frontabbiss eine Biegung um eine kaudal-kraniale Achse und eine Torsion um die Längsachse der horizontalen Kieferäste und deformieren sich nach kranial und buccal an der Margo superior und lingual an der Margo inferior. Dabei nimmt die Deformation von anterior nach dorsal zu. Im Bereich der Prämolaren ist der größte Betrag der Deformation des Kiefermodells CW4 0,31 mm, im Bereich der Molaren 0,46 mm und Retromolar 0,62 mm.

Die größte Deformation findet im Bereich der aufsteigenden Kieferäste, zur Medianebene gerichtet, statt. Am Angulus mandibulae ist die Deformation mit bis zu 0,78 mm leicht nach kranial und vom Ramus zum Collum mandibulae mit bis zu 1,7 mm immer mehr horizontal-medial gerichtet. Daher bildet der aufsteigende Ast eine leichte mediale Konkavität beim Frontabbiss. Der maximale Betrag der Deformation beträgt an den Kiefergelenken etwa 2,3 mm.

Die Beträge der Deformation der Kiefergelenke in der Horizontalebene sind in Graph 1 in Abhängigkeit vom Grad der Atrophie unter maximaler isometrischer Kontraktion der Kaumuskulatur beim Frontabbiss dargestellt. Eine Translation der Kiefergelenke ist im FE- Modell in der Vertikalen unterbunden, in der Horizontalebene ist die Translation frei. Die Rotation ist um alle räumlichen Achsen frei. Die Deformation findet unter diesen Modellbedingungen beiderseits in sagittaler Achse nach dorsal um 0,3 bis 0,9 mm statt, ohne dass dorsal oder medial eine Behinderung der Deformation vorliegt. Beide Kiefergelenke werden zur Medianebene hin um 1,0 mm (CW1) bis zu etwa 2,3 mm (CW4) verschoben. Mit dem Grad der Atrophie ist eine klare Tendenz der Steigerung einer Verschiebung der Kiefergelenke zu erkennen.



Graph 1 Verschiebung der Kiefergelenke beim unilateralen Abbiss rechts beim unbezahnten Kiefermodell CW1 bis CW4



4.1.1 Torsionswinkel der horizontalen Kieferäste

Graph 2 Torsionswinkel (TW) in der Transversalebene beim Frontabbiss (Beträge)- Zahnlose Modelle ohne Prothetik

Der beim Frontaufbiss in Projektion auf die Transversalebene gemessene Torsionswinkel (TW) der transversalen Achsen der horizontalen Kieferäste (in der Region von Eckzähnen und Molaren links- und rechtsseitig) nimmt zu mit der Atrophie des Kiefers, im Bereich der Molaren stärker als im Bereich der Eckzähne (Tabelle 12). Die Eckzähne weisen einen deutlich geringeren TW auf als die Molaren. Die Kieferhälften sind nicht absolut symmetrisch in ihrer Geometrie: Eine Abweichung der links- und rechtsseitigen Werte der Torsion zeichnet sich ab. Zu beachten ist, dass das Vorzeichen der TW beim Frontabbiss entgegengesetzt ist und die Torsion zu einer crestalen Annäherung der horizontalen Kieferäste führt.

Tabelle 12 Relative Zunahme des Torsionswinkels in % in Abhängigkeit von der Atrophie, bezogen auf den Atrophiegrad CW1

	CW_2	CW_3	CW_4
Eckzahn rechts	73	110	294
Molar rechts	33	165	203



Graph 3 Räumlicher Torsionswinkel (RTW) beim Frontabbiss – Zahnlose Unterkiefermodelle ohne Prothetik

Die räumliche Torsion (RTW) ist an allen Messorten beim Frontabbiss für den jeweiligen Atrophiegrad etwa gleich groß. Insgesamt sind die berechneten Winkel der RTW deutlich größer als die in der Transversalebene berechneten TW. Die Eckzahnregion zeigt fast gleich große RTW auf wie in der Molarregion (Graph 3), während im Vergleich dazu die rein transversale Komponente TW sich zwischen Eck- und Molarbereich deutlich unterscheidet (Graph 2). Da die RTW neben der reinen Torsionskomponente in der Transversalen TW mit Biegungskomponenten überlagert wird, zeigt dieser Unterschied, dass die Biegung im Eckzahngebiet stärker ist und die Torsion im Molargebiet überwiegt und ebenfalls von einer starken Biegung überlagert wird. Der Torsion in der transversalen Ebene überlagern daher starke Biegungen in der Vertikalen und Horizontalen, die zu insgesamt ähnlich großen Beträgen der Achsrotation im Raum in allen betrachteten Regionen links- und rechtsseitig führen. Dabei verdreifacht sich in etwa der RTW im arithmetischen Mittel mit zunehmender Atrophie gegenüber dem Modell CW1 auf CW4 von ca. 0,16° auf ca. 0,58°.

4.1.2 Dorso-ventraler Verschiebungswinkel, Längsausrichtungswinkel und räumlicher Längsausrichtungswinkel



Graph 4 Dorso-ventraler Verschiebungswinkel (DVV) beim Frontabbiss der zahnlosen Unterkiefer (Beträge)

Der in der Mediansagittalebene berechnete dorso-ventrale Verschiebungswinkel (DVV) der projizierten Eckzahn-Molaren Verbindungslinie nimmt stark zu mit dem Grad der Atrophie (Graph 4). Die DVV der leicht asymmetrisch um die Mediansagittalebene gelegenen Messpunkte rechts und links weisen nur geringe Abweichungen auf. Die berechneten DVV sind an der Margo inferior der horizontalen Kieferäste ca. 15% größer als an der Margo superior. Mit Zunahme der Atrophie steigt der DVV etwa linear gegenüber den Ausgangswerten CW1 bis CW4 auf bis zu dreifach höhere Werte.

Die relativen Verschiebungswinkel der beiden Kieferhälften zu einander Δ DVV ergeben sich als Differenz der linken und rechten Winkelwerte, da die Vektoren die gleiche Richtung aufweisen und variieren zwischen 0,0 bis 0,05°. Eine Vergrößerung des Δ DVV in Abhängigkeit vom Grad der Atrophie des Kiefers ist nur in sehr geringem Ausmaß zu erkennen.


Graph 5 Längsausrichtungswinkel (LAW) beim Frontabbiss der zahnlosen Unterkiefer

Der in der Horizontalebene gemessene Winkel der Längsausrichtung (LAW) der projizierten Eckzahn-Molaren Verbindungslinie weist basal niedrigere Werte als crestal auf. Die rechtsseitigen und linksseitigen Werte weisen leichte Differenzen, infolge von Asymmetrien der Unterkiefermodelle, auf. Die Differenz zwischen basalen und crestalen LAW sind links und rechts gleich groß.

Mit dem Grad der Atrophie des Unterkiefers nimmt der LAW exponentiell zu. Die Steigung nimmt stark zu zwischen den Modellen CW3 und CW4, wo sich die Werte verdoppeln. Insgesamt verdreifacht sich der LAW von CW1 auf CW4 in etwa.





Die räumliche Verschiebung der sagittalen Eckzahn-Molaren Verbindungslinie zeigt annähernd gleich große Beträge der Winkel RLAW (Graph 6) wie die DVV (Graph 4). Die RLAW weisen ein einheitliches Bild der Deformation auf beim Vergleich der Regionen. Nur geringe Abweichungen zwischen basal und crestal, links und rechtsseitig, sowie den gewählten Orten der Messung liegen vor.

Mit dem Grad der Atrophie ist eine exponentielle Zunahme der Deformation zu erkennen mit einer Verdreifachung der RLAW von Kiefer CW1 bis zum atrophierten Kiefer CW4. Auch in diesen Kurvenzügen sind Zeichen geringer Asymmetrien der linken und rechten horizontalen Kieferäste zu erkennen.



4.1.3 Mediale Konvergenz oder Divergenz

Graph 7 Mediale Konvergenz oder Divergenz (MKD) der zahnlosen Unterkiefer beim Frontabbiss

Die in transversaler Richtung gemessene MKD weist im Bereich der Eckzähne an der Margo superior eine Konvergenz (negatives Vorzeichen), an der Margo inferior hingegen eine Divergenz (positives Vorzeichen) auf. In der Eckzahnregion sind die MKD niedrig und nehmen mit dem Grad der Atrophie des Unterkiefers nur geringfügig zu mit Werten bis zu 0,015 mm.

In der Region der Molaren hingegen findet eine starke Zunahme der Konvergenz beider horizontalen Kieferäste mit dem Grad der Atrophie statt. An der Margo superior nimmt die MKD mit der Atrophie des Kiefers von 0,085 mm bei CW1 auf 0,293 mm bei CW4 zu. An der Margo inferior sind die Beträge der MKD etwas niedriger, aber gleichlaufend. Im Bereich der Molaren verdreifachen sich die MKD vom Modell der geringsten zum Modell der stärksten Atrophie. Die Differenz zwischen der MKD der Margo superior und inferior beim Frontabbiss deutet darauf hin, dass sich eine leichte linguale Konkavität an den horizontalen Kieferästen ausbildet.



Graph 8 Räumliche Konvergenz oder Divergenz RKD (Vektorbeträge) der horizontalen Kieferäste der zahnlosen Unterkiefer beim Frontabbiss

Die Räumliche Konvergenz (RKD, Graph 8) der Messpunkte der Margo superior zeigt beim Frontabbiss ein ähnliches Bild wie die rein transversale Komponente. Da es bei der Berechnung der RKD ein Vektorbetrag gebildet wird, sind alle Größen positiv und ohne Richtungsangabe. Die Werte der RKD sind in der Region der Eckzähne kleiner als 0,02 mm und sehr niedrig in Vergleich zu den RKD der Molaren, wo sie crestal bis zu 0,3 mm erreicht (CW4).

Beim Frontabbiss zeigen die Ergebnisse eine weitgehende Übereinstimmung der RKD

mit den Beträgen der MKD in rein transversaler Richtung. Der Vergleich der Abstandsänderung zwischen linker und rechter Kieferhälfte des Molaren in allen räumlichen Achsen (Graph 9) zeigt, dass die transversale Komponente bei der Anstandsänderung Molarbereich im überwiegt.



4.2 Deformation des Unterkiefers ohne prothetische Versorgung in Abhängigkeit vom Grad der Atrophie beim unilateralen Abbiss rechts

Die Simulation der Deformation der atrophierten zahnlosen Kiefermodelle erfolgte mit

einem rechtsseitigen Aufbiss im Bereich des ersten rechten Molaren.

In Abbildung 31 ist in vierfacher Vergrößerung die Deformation des zahnlosen. atrophierten Unterkiefers (CW4) dargestellt und Abbildung 32 zeigt die Verschiebungsvektoren des **Kiefers** in verschiedenen Ansichten.

Bei maximaler isometrischer Kontraktion der Kaumuskulatur findet eine Biegung des Kiefers um eine transversale und um eine vertikale Achse durch den Aufbiss rechts statt, darüber hinaus eine Torsion um eine parasagittale Achse durch den rechten horizontalen Kieferast.

Dabei deformieren die Symphyse und der linke horizontale Ast nach kranial um die transversale Achse durch den rechten Aufbiss und es kommt zu einer Anhebung des linken horizontalen Kieferastes mit Abbildung 31 Deformation des zahnlosen Kiefers (CW4) Deformation nach rostral. Eine Biegung des gesamten Kiefers erfolgt darüber hinaus im



bei simulierter rechts-lateralem Aufbiss im Bereich des ersten Molaren bei maximalem Myotonus - Massstab der Deformation 4:1. Oben: Frontalansicht. Mitte: Ansicht von links-kaudal. Unten Ansicht von dorsal-kaudal.

Uhrzeigersinn um eine vertikale Achse des rechten Aufbisses. Eine stark ausgeprägte Torsion um eine parasagittale Achse des rechten horizontalen Kieferastes überlagert die Biegungen. So deformieren sich distal des Aufbisses der aufsteigende Ast rechts etwas nach medial und nach kranialwährend rostral. mesial des rechten **Aufbisses** gelegene Anteile des rechten horizontalen Astes nach lateral und kranial verschoben werden.

Eine Torsion um die Längsachsen beider horizontalen Kieferäste überlagert die Biegung. Dabei tordiert der Processus coronoideus links- und rechtsseitig nach medial.

Die größte Deformation findet am Kiefer des stärksten Atrophiegrad am linken Angulus mandibulae mit 3,5 mm nach lateral statt. Die Deformation erfolgt weiter zum linken horizontalen Kieferast und zur Symphyse hin nach lateral und medial entlang der Bogenform des



Abbildung 32 Verschiebungsvektoren beim unilateralen Abbiss Regio 46 - Zahnloser Kiefer CW4

Kiefers, sodass die Deformation beanspruchungsgerecht der Kieferform folgt. Im Bereich des linken Kieferkamms ist die Deformation maximal 2,3 mm und fällt dann interforaminal immer weiter ab bis hin zur rechten Kieferhälfte. So sinkt crestal der Betrag der maximalen Deformation vom ersten Prämolaren links mit 2,1 mm bis zum ersten Prämolaren rechts nahezu linear auf 0,46 mm.

71

Distal des ersten Prämolaren rechts, bis zur Linea obliqua, liegt die Deformation unter 0,23 mm und steigt dann vom Angulus mandibulae bis zum Kiefergelenk mit einer medial und leicht kranial-dorsalen Deformation von 0,4 mm auf 1,1 mm am rechten Kiefergelenk.

Die Translation der Kiefergelenke (Graph 10) ist in der Modellsituation beidseitig in der Vertikalen eingeschränkt, in der Horizontalebene frei. Das Kiefergelenk der Arbeitsseite erfährt durch die Deformation des Kiefers eine Auslenkung nach dorsal um 0,2 bis etwa 0,4 mm und nach Medial von ca. 0,8 bis 1,1 mm, mit leicht steigender Tendenz mit dem Grad der Atrophie. Das Kiefergelenk der Nicht-Arbeitsseite hat bei der unilateralen Mastikation rechts ein diffuses Bewegungsmuster in Abhängigkeit vom Grad der Atrophie. Der Vektorbetrag der Verschiebung ist annähernd konstant bei etwa 0,6 mm für CW1 bis CW3, steigt dann auf 1,0 mm mit CW4. Die Richtung der Deformation ist linksseitig nicht einheitlich. So ist eine unstetige Ausrichtung nach rostral mit Werten zwischen -0,2 mm und -0,9 mm zu messen. Jedoch ist die Bewegung nach medial nur bei CW3 um ca. 0,5 mm und sonst eher eine Ausrichtung des linken Kiefergelenkes nach lateral zu erkennen.



Graph 10 Verschiebung der Kiefergelenke beim unilateralen Abbiss rechts beim unbezahnten Kiefermodell CW1 bis CW4





Graph 11 Torsionswinkel TW (Corporal Rotation) zahnloser Kiefer in der Transversalebene beim unilateralen Abbiss rechts Rego 46

Der Torsionswinkel (TW) der Querschnittsachsen des Kiefers wurde bei rechtslateralem Aufbiss im Bereich des ersten rechten Molaren und bei maximaler isometrischer Muskelkontraktion berechnet. In der Regio des rechten Molar treten die kleinsten TW auf und die größten TW am linken Molar (Graph 11).

Verglichen mit dem Frontabbiss, wo beim stärksten Grad der Atrophie des Unterkiefers (CW4) ein maximaler TW von 0,21° bei CW4 erreicht wird (Graph 2) sind beim unilateralen Abbiss alle berechneten Torsionswinkel deutlich größer, mit einem Minimalwert des TW von 0,30° und Maximalwert von 2,12°.

Zwischen den Kiefer der Atrophiegrade CW1 und CW2 sind nur geringe Veränderungen des Torsionswinkels zu erkennen. An allen Messorten, außer dem rechten Auflager, nimmt die Torsion der horizontalen Äste mit dem Atrophiegrad CW2 zu CW3 um etwa 21% (Eckzahn rechts) bis 44% (Molar links) zu. Die Progredienz der Atrophie von CW3 auf CW4 führt erneut zu einer forcierten Steigerung des Torsionswinkels um etwa 54% (Eckzahn links) bis 58% (Molar links). Im Bereich des linken Molars steigen die TW

gegenüber dem schwach atrophischen Unterkiefer CW1 um 237% beim Unterkiefer mit fortgeschrittener Atrophie CW4 an.



Graph 12 Räumlicher Torsionswinkel (RTW)) zahnloser Kiefer in der Transversalebene beim unilateralen Abbiss rechts Regio 46

Beim unilateralen Abbiss zeigen die Kurven der RTW einen tendenziell gleichen, aber insbesondere im Bereich des linken Molar einen größeren Winkelbetrag auf als die TW der projizierten Achsen auf die Transversalebene. Gegenüber dem TW sind hier überlagerte Biegungen in vertikaler und horizontaler Ebene für die größeren RTW ursächlich.

Mit steigendem Grad der Atrophie nehmen die RTW an allen Messorten, die in einer Entfernung von dem Areal des rechten Molars liegen erst ab dem Atrophiegrad CW2 exponentiell zu. Die stärkste Zunahme der RTW ist am linken Molar zu erkennen. Hier steigt der RTW stark exponentiell mit steigendem Grad der Atrophie des Kiefers von CW1 um 277% auf einen Maximalwert von 3,24°.

4.2.2 Dorso-ventraler Verschiebungswinkel, Längsausrichtungswinkel und räumlicher Längsausrichtungswinkel



Graph 13 Dorso-ventraler Verschiebungswinkel (DVV) bei unilateralen Abbiss Regio 46 der zahnlosen Unterkiefer

An der rechten Kieferhälfte ist eine starke Zunahme des DVV beim unilateralen Abbiss erst im Übergang von CW3 zum stärksten Grad der Atrophie CW4 auf ein Maximum von 1,2° zu erkennen. Zwischen der Margo superior und inferior bestehen gleichgerichtete Deformationsmuster mit etwa gleichbleibend großen Differenzbeträgen von ca. 0,1° bis 0,15°.

Die linke Kieferhälfte weist eine größere Differenz von ca. 0,6° zwischen den DVV der Margo superior und inferior auf, diese Differenz nimmt jedoch mit dem Grad der Atrophie nicht wesentlich zu. Die Margo inferior zeigt dabei bis zu fünffach größere DCC als superior auf. Linksseitig ist nur ein dezenter Anstieg des DVV von CW1 auf CW3 um ca. 40% an der Margo inferior zu erkennen. Die Margo superior weist annähernd stetig Werte des DVV in Abhängigkeit vom Grad der Atrophie um ca. 0,20° auf.



Graph 14 Längsausrichtungswinkel (LAW) unilateralen Abbiss Regio 46 der zahnlosen Unterkiefer

Der in der Horizontalebene als Projektion der Verbindungslinie der Molar-Eckzahn Verbindungslinie gemessene Winkel der Deformation LAW nimmt schwach, leicht exponentiell zu auf Werte bis 1,8°. Die Margo Superior erfährt eine größere Deformation der Längsausrichtung in der Horizontalen, als die Margo inferior.

Linksseitig ist der LAW etwas größer als rechtsseitig und nimmt etwas stärker zu mit dem Grad der Atrophie. Die stärkste Zunahme des LAW ist linksseitig an der Margo superior vorzufinden auf maximal 2,75° mit einer Steigerung auf das ca. 2,6-Fache des Ausgangswertes CW1.

Gegenüber dem Maximalwert der DVV mit 1,2° ist der Maximalwert des LAW mit 2,7° mehr als doppelt so hoch. Die Rotation des horizontalen Astes ist in der Sagittalebene kleiner als in der Horizontalebene. Die Deformation auf der Nicht-Arbeitsseite ist größer als auf der Arbeitsseite.



Graph 15 Räumlicher Längsausrichtungswinkel (RLAW) unilateralen Abbiss Regio 46 der zahnlosen Unterkiefer

Der RLAW steigt mit dem Grad der Atrophie auf das bis zu 2,7-Fache des Ausgangswertes. Gegenüber dem Frontabbiss (Graph 6) weist der RLAW beim unilateralen Abbiss rechts Regio 46 (Graph 15) Differenzen zwischen linker und rechter Seite und der Margo inferior und superior auf. Die RLAW der Kieferhälften bei starker Atrophie (CW4) sind linksseitig mit maximal 2,7° größer als rechtsseitig mit maximal 2,1°.

Der RLAW der Margo inferior ist links bis zu 43% größer als superior. Rechts sind die Differenzen der RLAW zwischen der Margo inferior und superior geringer und zunächst in umgekehrtem Größenverhältnis und wechseln bei starker Atrophie das Vorzeichen.

Der RLAW, der sich aus den Komponenten der Einzelwinkel DVV (Vertikalebene) und LAW (Horizontalebene zusammensetzt), beinhält noch die sagittale Komponente der Deformation. Der Vergleich zwischen DVV, LAW und RLAW zeigt, dass die stärkste Winkeländerung der Eckzahn-Molaren-Verbindungslinie in der Horizontalebene vorliegt.



4.2.3 Mediale Konvergenz oder Divergenz

Graph 16 Mediale Konvergenz der zahnlosen Unterkiefer beim unilateralen Abbiss Regio 46

Beim rechts-lateralen Abbiss zeigt sich eine Divergenz der horizontalen Kieferhälften in transversaler Richtung (positive Messwerte, Graph 16) im Bereich der Molaren. In der Region der Eckzähne ist hingegen nur eine leichte Konvergenz an der Margo superior und Divergenz an der Margo inferior zu erkennen.

An den Molaren zeigt sich eine exponentielle Zunahme der Divergenz mit dem Grad der Atrophie des Unterkiefers auf maximal das 2,3-Fache der Ausgangswerte. Der Maximalwert der Divergenz der Kieferäste liegt bei stärkster Atrophie mit 0,65 mm zwischen den Molaren an der Margo inferior vor und an der Margo Superior bei 0,28 mm. Die Differenz der Konvergenz zwischen der Margo superior und inferior bleibt im Bereich der Molaren etwa konstant bei etwa 0,3 bis 0,4 mm.

In der Region der Eckzähne ist die Konvergenz und Divergenz, verglichen mit der Region der Molare, klein mit Werten unter 0,036 mm.



Graph 17 Räumliche Abstandsänderung (Vektorbeträge) RKD der horizontalen Kieferäste der zahnlosen Unterkiefer beim Abbiss Regio 46

Die RKD nehmen für alle Messorte mit dem Grad der Atrophie exponentiell zu auf das bis zu 2,3-Fache des Ausgangswertes.

Verglichen mit den relativen Verschiebungen MKD in transversaler Richtung (Graph 17) sind die relativen Verschiebungen der räumlichen Verschiebungsvektoren (Graph 17) deutlich größer. Dies bedeutet. dass beim unilateralen Abbiss eine starke Deformation der horizontalen Äste in sagittaler und vertikaler Achsrichtung stattfindet (Vergleiche Graph 18). So sind in der Region der Eckzähne die RKD deutlich größer (min. 0,56 mm bis max. 1,78 mm)



Graph 18 Räumliche Komponenten der Abstandsänderung zwischen linkem und rechtem Molar crestal.

und nehmen zu mit dem Grad der Atrophie, während die transversalen MKD fast konstant bei sehr niedrigen Beträgen bleiben.

In der Region der Molaren sind die berechneten räumlichen Abstandsänderung beidseits (RKD) bis zu acht-fach größer als die in rein transversaler Richtung (MKD) berechneten Abstandsänderungen (vergleiche Graph 18).

4.3 Deformation des Unterkiefers mit prothetischer Versorgung beim Frontabbiss

Das Deformationsverhalten des Unterkiefers mit prothetischer Versorgung in Abhängigkeit von der Atrophie wird bei der Ergebnisdarstellung des Torsionswinkels aus Gründen der Übersichtlichkeit für festsitzende und herausnehmbare prothetische Versorgungen getrennt betrachtet. Alle anderen Messwerte der Deformation werden für festsitzenden und herausnehmbaren Zahnersatz gemeinsam dargestellt.

4.3.1 Torsionswinkel bei herausnehmbarem Zahnersatz

Graph 19 stellt den Torsionswinkel der Molarachsen in Projektion auf die Transversalebene (TW) und als räumlicher Winkel der tordierten Molarachsen (RTW) dar und Graph 20 für die Region der Eckzähne. Zum Vergleich sind die Kurven der TW bzw. RTW für Kiefer ohne prothetische Versorgung dargestellt.



Graph 19 Transversaler (TW) und räumlicher (RTW) Torsionswinkel beim Frontabbiss am Unterkiefer mit herausnehmbarem Zahnersatz – Deformation in Regio der Molaren



Graph 20 Transversaler (TW) und räumlicher (RTW) Torsionswinkel beim Frontabbiss am Unterkiefer mit herausnehmbarem Zahnersatz – Deformation in Regio der Eckzähne

Kiefer mit herausnehmbarer prothetischer Versorgung haben, unabhängig von der Anzahl der Implantate und der Grades der Atrophie ähnlich große TW. In den Graphen sind nur geringe Änderungen des TW im Molaren- und Eckzahngebiet mit zunehmendem Grad der Atrophie zu verzeichnen und die TW erreichen Werte bis zu 0,1°. Im Vergleich zum TW des Unterkiefers ohne prothetische Versorgung sind die TW bei Kiefer mit herausnehmbarem Zahnersatz im Eckzahngebiet etwas größer und in der Region der Molare etwas kleiner. Zwischen Eckzahn- und Molarregion sind bei herausnehmbarem Zahnersatz jedoch keine großen Differenzen der Beträge der TW festzustellen.

Die räumlichen Torsionswinkel (RTW) weisen im Bereich der Molaren gegenüber den in der transversalen Ebene gemessenen Winkeln (TW) Abweichungen auf. Eine Diskrepanz zwischen links- und rechtsseitigen Werten im Bereich der Molaren liegt vor, mit rechtsseitig höheren RTW als linksseitig. Im Vergleich zum prothetisch unversorgten Kiefer ist der RTW jedoch nicht so steil ansteigend und insbesondere im Eckzahngebiet

81

liegen die RTW der prothetisch versorgten Kiefer deutlich unter denen des unversorgten Kiefers.

Die Abweichung der links und rechtsseitigen RTW treten unter den nur schwach asymmetrischen Bedingungen des Frontabbisses auf. Der RTW scheint daher ein sehr sensibler Parameter gegenüber Asymmetrien der Kiefer zu sein, denn die Abweichungen können nur durch die Asymmetrie des Kiefers, der Prothetik sowie der Topografie der Implantate und der Auflager erklärt werden.

Die Unabhängigkeit der Werte TW und RTW beim Frontabbiss von der Anzahl der Implantate ist zu erklären durch die aus softwaretechnischen Gründen gewählte FE-Modellbedingung, die an Stelle einer Kontaktanalyse eine mit dem Kiefer verschmolzene Prothetik vorsah.

4.3.2 Torsionswinkel bei festsitzendem Zahnersatz

Bei festsitzendem Zahnersatz auf Implantaten steigen die TW und RTW im Bereich der Molaren mit dem Grad der Atrophie tendenziell an. Ein gravierender Unterschied zwischen rechtsseitigen und linksseitigen Winkeln ist beim Frontabbiss nicht zu erkennen. Etwas größer als die TW sind die Beträge der RTW. Der Unterschied zwischen der TW und RTW von festsitzenden Brücken auf vier Implantaten und den von festsitzenden Brücken auf sechs Implantaten ist nur gering.



Graph 21 Transversaler (TW) und räumlicher (RTW) Torsionswinkel beim Frontabbiss am Unterkiefer mit festsitzendem Zahnersatz – Deformation in Regio der Molaren

Kiefer mit interforaminal auf Implantaten fest sitzenden Brücken zeigen einen geringeren Anstieg des RTW mi dem Grad der Atrophie auf und in gleicher Größenordnung wie die in transversalen TW. Die Winkel der RTW für festsitzenden Zahnersatz steigen von minimal 0,14° auf maximal 0,34° an, welches gegenüber dem zahnlosen Kiefer mit Werten von 0,16° bis 0,59° niedriger ist.

Im Bereich der Eckzähne (Graph 22) sind die TW bei festsitzender Prothetik nahezu konstant und sehr klein (<=0,01°), während die RTW diffus an- und absteigen mit

Werten bis 0,1° und RTW bis ca. 0,17°. Ein Anstieg des TW oder RTW mit dem Grad der Atrophie ist im Vergleich mit dem Deformationsverhalten des zahnlosen Kiefers nicht zu erkennen.



Graph 22 Transversaler (TW) und räumlicher (RTW) Torsionswinkel beim Frontabbiss am Unterkiefer mit festsitzendem Zahnersatz – Deformation in Regio der Eckzähne



4.3.3 Dorso-ventraler Verschiebungswinkel, Längsausrichtungswinkel und räumlicher Längsausrichtungswinkel

Graph 23 Dorso-ventraler Verschiebungswinkel (DVV) rechts und links mit und ohne prothetische Versorgung beim Frontabbiss

Der DVV (Graph 23), der in Projektion auf die Mediansagittale berechnet wurde, nimmt beim zahnlosen Kiefer ohne prothetische Versorgung mit dem Grad der Atrophie des Kiefers beim Frontabbiss etwa linear zu von 0,15° auf 0,5°. Dem gegenüber zeigt die festsitzende Brückenversorgung nur eine geringe Veränderung mit zunehmenden Grad der Atrophie mit Werten unter 0,18°. Die herausnehmbare Prothetik zeigt weitestgehend überlagerte Kurven, sodass mit der der Variation der Anzahl der Implantate keine Veränderung eintritt. Im Diagramm ist eine leichte Zunahme des DVV mit dem Grad der Atrophie zu erkennen. Es sind geringe Abweichungen zwischen linker und rechter Kieferhälfte zu erkennen.

Der in Projektion auf die Horizontalebene berechnete LAW (Graph 24) weist gegenüber dem DVV der Sagittalebene nur für herausnehmbare Prothetik deutlich größere Beträge auf. Ein exponentieller Zuwachs des LAW mit dem Grad der Atrophie, wie beim zahnlosen Kiefer, tritt bei prothetisch versorgten Kiefern nicht auf. Dabei sind die LAW von Kiefern mit festsitzender Prothetik kleinerer als diejenigen mit herausnehmbarer Prothetik. Bei letzteren tritt ein leicht linearer Anstieg des LAW mit zunehmender Atrophie des Unterkiefers auf. Geringe Abweichungen zwischen linken und rechten LAW treten auf, am stärksten sind die Unterschiede bei herausnehmbarer Prothetik mit ca. 25%. Der RLAW (Graph 25), der neben dem DVV und dem LAW auch die transversale Verschiebungskomponente mitberücksichtigt, weist beim Frontabbiss ähnlich große Werte auf wie der LAW. Größer sind die RLAW vor allem bei festsitzendem Zahnersatz, wo die Werte zwischen linker und rechter Kieferhälfte um ca. 25% abweichen. Insgesamt findet nur eine geringe Veränderung des RLAW bei vorhandenem Zahnersatz statt. Die niedrigsten Werte für den RLAW treten bei festsitzendem Zahnersatz auf. Auffallend sind die berechneten Winkelwerte LAW und RLAW für den Atrophiegrad CW1 mit herausnehmbarer Prothetik auf sechs Implantaten, die deutlich niedriger ausfallen, als anderer Kiefer mit herausnehmbarem Zahnersatz.



Graph 24 Längsausrichtungswinkel der rechten (linkes Diagramm) und der linken Kieferhälfte (rechtes Diagramm)



Graph 25 Räumlicher Längsausrichtungswinkel der rechten (linkes Diagramm) und der linken Kieferhälfte (rechtes Diagramm)



4.3.4 Mediale Konvergenz oder Divergenz

Graph 26 Mediale und räumliche Konvergenz / Divergenz der linken und rechten Kieferseite beim Frontabbiss

Die Abstandsveränderung der Kieferhälften sind in der Transversalen (MKD) und räumlich (RKD) in Graph 26 für den Frontabbiss dargestellt. Der Vergleich zwischen der MKD und RKD weist bei festsitzenden Brücken große Ähnlichkeit der Beträge auf. Daraus lässt sich schließen, dass hier die vertikale und sagittale Komponente der Deformation gering ist. Diesbezüglich gegensätzlich sind die Werte der MKD und RKD für bei herausnehmbarer Prothetik, wo vergleichsweise kleine MKD großen RKD entgegenstehen, daher also starke vertikale und sagittale Komponenten in die RKD einfließen. Während der unversorgte Kiefer, wie auch die Kiefer mit auf Implantaten festsitzender Prothetik in Regio der Molare einen klaren Anstieg der Konvergenz beider Kieferäste mit zunehmendem Grad der Atrophie aufweist, ist dies bei herausnehmbarem Zahnersatz nicht zu erkennen. So sind für herausnehmbaren Zahnersatz eine leichte Divergenz in der Transversalachse und eine diffuse Abstandsänderung in der räumlichen Betrachtung zu erkennen. Wie beim LAW und RAW ist für die herausnehmbaren Versorgungsformen zu erkennen.

4.4 Deformation der FE-Modelle mit prothetischer Versorgung beim unilateralen Abbiss rechts Regio 46

Wie beim Frontabbiss wird das Deformationsverhalten des Unterkiefers mit prothetischer Versorgung in Abhängigkeit von der Atrophie bei der Ergebnisdarstellung des Torsionswinkels aus Gründen der Übersichtlichkeit für festsitzende und herausnehmbare prothetische Versorgungen getrennt betrachtet. Andere Messwerte der Deformation werden zusammen für festsitzendem und herausnehmbarem Zahnersatz dargestellt.

4.4.1 Torsionswinkel bei herausnehmbarem Zahnersatz – unilateraler Abbiss



Graph 27 Transversaler (TW) und räumlicher (RTW) Torsionswinkel beim unilateralen Abbiss rechts Regio 46 des Unterkiefers mit herausnehmbarem Zahnersatz – Deformation in Regio der Molaren (Legende siehe Graph 28)



Graph 28 Transversaler (TW) und räumlicher (RTW) Torsionswinkel beim unilateralen Abbiss rechts Regio 46 des Unterkiefers mit herausnehmbarem Zahnersatz – Deformation in Regio der Eckzähne

Graph 27 Graph 28 stellen den TW und RTW in Abhängigkeit vom Grad der Atrophie für herausnehmbaren Zahnersatz beim unilateralen Abbiss dar. In der Region der Molare sind beim unilateralen Abbiss rechts die TW links mit 0,6° bis 0,8° etwa doppelt so groß wie rechts. Eine Zunahme des TW mit dem Grad der Atrophie findet nur in geringem Maße statt. Ein Unterschied der RTW im Bereich der Molare zwischen linker und rechter Kieferhälfte ist nicht zu erkennen. Hingegen weisen die RTW in Regio der Molare einen Anstieg der Werte von 1,5° bis maximal 2,5° mit dem Grad der Atrophie. Der Unterschied zwischen RTW und TW verdeutlicht, dass Biegungskomponenten in sagittaler und horizontaler Richtung des Kiefers einen starken Einfluss auf die Deformation haben. In der Region der Eckzähne weisen die TW mit zunehmendem Grad der Atrophie einen konfusen Verlauf zwischen 0,02° und 0,38° auf. Eine Unterscheidung zwischen linksund rechtsseitigem TW ist nicht signifikant zu erkennen. Die RTW sind deutlich niedriger als in Regio der Molaren und es treten mit zunehmenden Grad der Atrophie Unterscheide zwischen linker und rechter Kieferhälfte auf.

Eine Veränderung des RTW oder TW in Abhängigkeit von der Anzahl der Implantate generell nicht zu erkennen.

Beim unilateralen Abbiss sind die RTW gegenüber dem Frontabbiss bis zu sieben-fach größer im Bereich der Molaren bei herausnehmbarem Zahnersatz. In der Region der Eckzähne ist der Unterschied zwischen Frontabbiss und unilateralem Abbiss nicht so stark ausgeprägt.



4.4.2 Torsionswinkel bei festsitzendem Zahnersatz

Graph 29 Transversaler (TW) und räumlicher Torsionswinkel (RTW) in der Regio der Molaren beim unilateralen Abbiss Regio 45 und festsitzender Prothetik auf interforaminalen Implantaten



Graph 30 Transversaler (TW) und räumlicher Torsionswinkel (RTW) in der Regio der Eckzähne beim unilateralen Abbiss Regio 45 und festsitzender Prothetik auf interforaminalen Implantaten

Graph 29 und Graph 30 stellen den TW und RTW in Abhängigkeit vom Grad der Atrophie für festsitzenden Zahnersatz auf interforaminalen Implantaten beim unilateralen Abbiss dar.

Die TW und RTW steigen mit dem Grad der Atrophie nur geringfügig auf maximal 0,3° bzw. 0,4°. Eine Veränderung der Werte mit der Anzahl der Implantate ist nicht zu erkennen.

In der Region der Molare treten beim unilateralen Abbiss deutliche Unterschiede zwischen den TW und RTW den linken und rechten horizontalen Kieferästen auf. So sind links die TW und RTW mit bis zu 0,7° deutlich größer als rechts. Dieser Unterschied ist in der Regio der Eckzähne nicht vorzufinden. Die Größendifferenz zwischen RTW und den TW am rechten Molar zeigt, dass insbesondere am rechten Molar starke Biegungen um die vertikalen und sagittalen Achsen vorliegen. Dieser

Effekt liegt auch im Bereich der Eckzähne, im abgeschwächten Maß, vor, nicht hingegen am linken Molar.



4.4.3 Dorso-ventraler Verschiebungswinkel, Längsausrichtungswinkel und räumlicher Längsausrichtungswinkel



Beim zahnlosen atrophierten Kiefermodell ohne prothetische Versorgung findet ein starker Anstieg des DVV, von 0,23° auf über 1,02° auf der rechten Seite auf. Linksseitig ist der DVV zwischen 0,17° und 0,24° vergleichsweise klein.

Die auf Implantaten fest verankerten prothetischen Brücken weisen rechtsseitig eine Steigerung der DVV rechtsseitig 0,21° auf maximal 0,4° und linksseitig treten Differenzen zwischen der Versorgungsform mit vier und sechs Implantaten auf. So ist linksseitig ist der DVV um die Hälfte kleiner bei der interforaminalen Brücke auf vier Implantaten als auf sechs Implantaten.

Bei herausnehmbarem Zahnersatz treten leichte Differenzen zwischen den DVV der rechten und linken Kieferhälften auf. Die DVV steigen hier auf ca. doppelt so hohe Werte von CW1 auf CW4.



Graph 32 Längsausrichtungswinkel von prothetisch versorgten Modellen beim unilateralen Abbiss Regio 46

Die LAW liegen bei herausnehmbarem Zahnersatz zwischen 3,2° bis 4,0° nahezu konstant mit Zunahme des Grades der Atrophie der Modelle. Im Vergleich zu den DVV sind die der in der Horizontalebene berechnete LAW vielfach größer.

Festsitzende Versorgungen interforaminal auf Implantaten weisen hingegen sehr kleine LAW auf. Die Deformation der Längsachse der horizontalen Kieferäste in der Horizontalen ist für die festsitzenden Brückenkonstruktionen am niedrigsten und nimmt mit dem Grad der Atrophie nur wenig zu.

Für alle Versorgungsformen weisen die linke und die rechte Kieferhälfte LAW weitgehend gleich großer Werte auf.

94



Graph 33 Räumlicher Längsausrichtungswinkel (LAW) beim unilateralen Abbiss Regio 46 Der Vergleich des LAW mit dem RLAW zeigt annähernd gleich große Werte. Im Räumlichen Längsausrichtungswinkel wird deutlich, daß eine transversale Komponente der Deformation nur in geringen Maß vorliegt und der horizontale LAW den dominierenden Einfluss auf den Betrag liefert.

Geringfügig höhere Werte des RLAW sind linksseitig gegenüber der rechten Seite zu erkennen.

4.4.4 Mediale Konvergenz oder Divergenz

In Regio der Molare ist bei unilateralem Biss mit zunehmender Atrophie des Kiefers ein Anstieg der Divergenz der Kieferhälften MKD für alle Versorgungsformen bis zu 0,35 mm zu erkennen (positive Werte). Extreme Größenunterschiede zwischen der in der Transversalachse gemessenen Divergenz der Kieferäste MKD und der räumlichen Divergenz RKD liegen vor für herausnehmbaren Zahnersatz. Sind die RKD größer als die MKD, so liegen größere Deformationen in vertikaler und sagittaler Richtung vor. Für herausnehmbaren Zahnersatz liegen die RKD nahezu unabhängig vom Grad der Atrophie um etwa 3,0 mm. Bei festsitzendem Zahnersatz hingegen sind in Regio der Molare die RKD mit den MKD etwa äquivalent.

95

In Regio der Eckzähne ist eine Veränderung des Deformationsmusters in Abhängigkeit von der Anzahl der vorliegenden Implantate interforaminal nicht klar zu erkennen. Bei herausnehmbarem Zahnersatz ist ein leichter Anstieg der MKD der horizontalen Kieferhälften zu erkennen und, wie in der Regio der Molare, sind die RKD nahezu unabhängig vom Grad der Atrophie um 2,0 mm, also ein vielfaches Höher als die MKD mit maximal 0,13 mm. Bei festsitzendem Zahnersatz sind, unabhängig vom Grad der Atrophie, MKD und RKD unter 0,1 mm.



Graph 34 Mediale und räumliche Konvergenz beim unilateralen Abbiss bei Kiefer mit Zahnersatz

4.5 Elastische Deformation des Unterkiefers bei Versorgung mit einer ungeteilten und dreigeteilten festsitzenden Brücke auf sechs Implantaten

Eine Brückenkonstruktion auf sechs Implantaten Regio 36,34,33 und 43,44,46 wurde simuliert als ungeteilte Brücke und als dreigeteilte Brücke mit Teilungen zwischen 33, 34 und 43,44. Die Deformationsmuster werden im Folgenden für Modelle des fortgeschrittenen Atrophiegrad CW3 im Vergleich dargestellt.



Abbildung 33 Deformation der ungeteilten (oben) und der dreigeteilten Brücke (unten) beim Frontabbiss (links) und beim unilateralen Abbiss Regio 45 (rechts) – Skala der Deformation 4:1

In Abbildung 33 ist der um Faktor 4 skalierte deformierte Kiefer transparent überlagert mit dem Kiefer ohne Deformation, linksseitig im Frontabbiss und rechtsseitig im unilateralen Abbiss rechts. Oben ist die ungeteilte, unten die geteilte Brücke dargestellt.

Die beiden prothetischen Versorgungsformen zeigen ein deutlich unterschiedliches Deformationsmuster. Interforaminal findet beim Frontabbiss eine Deformation des Kiefers bei der ungeteilten Brücke stärker nach dorsal statt, wohingegen bei der dreigeteilten Brücke eine Deformation der crestalen Bereiche nach frontal und der basalen nach dorsal stattfindet. Die maximale Verschiebung beim Frontabbiss ist in Regio der Kiefergelenke durch Konvergenz nach Medial zu verzeichnen, bei der ungeteilten Brücke um 1,2 mm und bei der dreigeteilten Brücke um 1,57 mm.

Auch beim unilateralen Abbiss rechts sind große Abweichungen im Deformationsmuster beider Konstruktionsformen zu erkennen. Bei der zirkulären Brücke verteilt sich die Deformation des Kiefers auf ein größeres Areal. Die gesamte rechte Seite des horizontalen Astes bis über die interforaminal rechte Kieferhälfte hinaus wird nach lingual deformiert. Bei der geteilten Brücke ist das Areal der Deformation nach lingual bis zum Eckzahn rechts begrenzt, dafür aber die Deformation der linken Kieferhälfte nach vestibulär bis zu 1 mm. An beiden FE-Modellen verschiebt sich der schwingende Kondylus stärker als der ruhende Kondylus. Bei der Verblockten Brückenmodell verschiebt sich der schwingende Kondylus um 1,59 mm, die geteilte Konstruktion führt zu einer Deformation um 1,90 mm.



Graph 35 Ebener Torsionswinkel (TW) in der Transversalen und räumlicher Torsionswinkel (RTW) der dreigeteilten und ungeteilten Brücke (CW3)

Beim unilateralen Abbiss zeigen die TW und RTW des FE-Modells mit geteilter Brücke einen starken Anstieg vom rechten Molar zum linken Molar (Graph 35). Die Werte der Torsionswinkel verneunfachen sich. Die TW und RTW der verblockten Brückenkonstruktion weisen am linken Molar fast halb so große Deformationswinkel wie die dreigeteilte Konstruktion auf.

Beim Frontabbiss zeigt sich im Vergleich bei der ungeteilten Brücke eine etwas größere Torsion linksseitig. Die Torsion ist in Vergleich zu den Spitzenwerten der unilateralen Mastikation deutlich niedriger, unter 0,3°.



Graph 36 Dorsoventraler Verschiebungswinkel (DVV), Längsausrichtungswinkel (LAW) und räumlicher Längsausrichtungswinkel (RLAW) der FE-Modelle mit einer ungeteilten und dreigeteilten Brücke

Die Winkel der Deformation der Längsachse der horizontalen Kieferäste sind bei der unilateralen Mastikation linksseitig am größten, bei der geteilten Brückenkonstruktion ist die Deformation deutlich größer. Rechtsseitig liegen die Werte unter 0,2° links erreichen sie Werte von knapp unter 0,7°.



Graph 37 Mediale (MKD) und räumliche (RKD) Konvergenz bzw. Divergenz crestal (links) und basal (rechts) der geteilten und ungeteilten Brücke auf sechs Implantaten

Die räumlichen Abstandsänderungen (RKD) fallen gegenüber den rein transversalen (MKD) deutlich größer aus. Dabei fallen Unterschiede der Abstände crestal und basal auf. Die Beträge der RKD und MKD der geteilten Brücke sind deutlich größer als die der

100

ungeteilten Brücke. Basal und in Regio der Molare sind die RKD und MKD am größten mit 0,9 mm Verschiebung. In Regio der Canini sind die Abstandsänderungen beider Konstruktionsformen gering, unter 0,1 mm.

4.6 Elastische Deformation des Unterkiefers in Abhängigkeit von der Dicke der Kortikalis des atrophierten Kiefermodells CW4

Die gemessenen Deformationen zeigen weitestgehend eine Abnahme der Deformation mit steigender Dicke der Kortikalis beim stark atrophiertem Modell.

Die Modellgrößen sind (gegenläufige Nomenklatur zu Lekholm und Zarb)

- D1: ca. 1-2 mm dicke Kortikalis
- D2: ca. 4 mm dicke Kortikalis
- D3: ca. 6 mm dicke Kortikalis
- D4: Vollkörpermodell aus Kortikalis ohne Spongiaosa

Beim Frontabbiss halbiert sich der Torsionswinkel in der Transversalebene zum stärksten Atrophie hin etwa linear, der räumliche Torsionswinkel nimmt nur um etwa 12% ab.

Insgesamt zeigen die linksseitigen Werte der Deformation beim unilateralen Abbiss eine etwas stärkere Tendenz zur Veränderung. Die Reduktion der Deformationswerte mit zunehmender Dicke der Kortikalis liegt bei nur etwa maximal 30%.


Graph 38 Torsionswinkel in der Transversalebene und räumliche Torsion bei Modell CW4 mit zunehmender Dicke der Kortikalis - Frontabbiss



Graph 39 Torsionswinkel (TW) in der Transversalebene und räumliche Torsion (RTW) bei Modell CW4 mit zunehmender Dicke der Kortikalis – Unilateraler Abbiss Regio 46



Graph 40 Dorso-ventraler Verschiebungswinkel (DVV), Längsausrichtungswinkel (LAW) und Räumlicher Längsausrichtungswinkel (RLAW) bei Modell CW4 mit zunehmender Dicke der Coricalis – Frontabbiss



Graph 41 Dorso-ventraler Verschiebungswinkel (DVV), Längsausrichtungswinkel (LAW) und Räumlicher Längsausrichtungswinkel (RLAW) bei Modell CW4 mit zunehmender Dicke der Coricalis – Unilateraler Abbiss Regio 46

103



Graph 42 Mediale und räumliche Kon- oder Divergenz (CW4) mit zunehmender Dicke der Kortikalis – Frontabbiss



Graph 43 Mediale Kon-/Divergenz (CW4) mit zunehmender Dicke der Kortikalis – Unilateraler Abbiss

104

4.7 Spannungen und Dehnungen

Spannungen und Dehnungen wurden gezielt an der Kortikalis in der Region der Schulter von Implantaten gemessen (1 N/mm² = 1 MPa). Beobachtet wurde, dass die maximalen und minimalen Hauptspannungen auch subcrestal, im Übergang der Spongiosa zur Kortikalis, maximale Beträge erreichen konnten. Im letzteren Gebiet konnten die Spannungen bis zu vierfach höher liegen als crestal (Abbildung 34).



Abbildung 34 Beispiel für die Darstellung von Spannungen in 3D. Im Übergang des Implantat-Bohrlochs zur Kortikalis ist lingual eine Spannungsspitze vorzufinden.

Obwohl in der Spongiosa die Spannungen deutlich niedrigere Beträge aufwiesen als in der Kortikalis, waren die Dehnungen der Spongiosa verhältnismäßig hoch. Dies leitet sich aus dem Hooke schen Gesetz der Linearelastizität $\varepsilon = \sigma / E$ ab. Die Spongiosa hat ein E-Modul von 0,2 bis 0,4 GPa und die Kortikalis 10 bis 20 GPa, daher sind zwar niedrigere Spannungen in der Spongiosa zu verzeichnen, aber die Dehnungen überschreiten bei einigen Versorgungsformen mit Implantaten Grenzwerte nach der Frost'schen Hypothese, nach der eine Strukturschädigung auftreten könnten. Abbildungen Abbildung 35 bis Abbildung 38 verdeutlichen beispielhaft grafisch die Hauptdehnungen bei einer interforaminal auf vier Implantaten getragenen Brückenkonstruktion. Größte Beträge der Hauptdehnung traten crestal und periapikal der Implantate, aber auch subcrestal am Grenzgebiet der Spongiosa zur Kortikalis auf.



Abbildung 35 Übersichtsdarstellung im schrägen Querschnitt sagittal-lateral - Minimale Hauptdehnungen (Modell CW3, vier Implantate interforaminal, festsitzende, zirkuläre Implantat getragene Brücke, linke Kieferhälfte)



Abbildung 36 Schnitt transversal durch das Implantat Regio 33 - Minimale Hauptdehnungen (Modell CW3, vier Implantate interforaminal, festsitzende, zirkuläre Implantat getragene Brücke, linke Kieferhälfte)



Abbildung 37 Minimale Hauptdehnungen an der Schulter des Implantates Regio 34 - (Modell CW3, vier Implantate interforaminal, festsitzende, zirkuläre Implantat getragene Brücke, linke Kieferhälfte)



Abbildung 38 Minimale Hauptdehnungen am Apex des Implantates Regio 34 - (Modell CW3, vier Implantate interforaminal, festsitzende, zirkuläre Implantat getragene Brücke, linke Kieferhälfte)

4.7.1 Zahnlose Unterkiefer ohne prothetische Versorgung

Die Hauptdehnungen werden in Abbildung 39 und Abbildung 40 in Korrelation zu Grenzwerten der Frost'schen Hypothese dargestellt. Bei der grafischen Darstellung von Dehnungen der zahnlosen Kiefer werden zwei unterschiedliche Skalen eingesetzt, die jeweils den Legenden der Grafiken zu entnehmen sind. In der einen Skala sind Dehnungen zwischen 5.0e-05 und 1.0e-03 dargestellt, die Strukturerhalt bedeuten können. Kleinere Beträge als 5.0e-05 sind blau dargestellt und bedeuten, dass wegen zu geringer Beanspruchung ein Knochenabbau stattfinden kann. Die zweite Skala stellt Dehnungen zwischen 1.0e-03 und 3.0e-03 dar, in der eine Knochenapposition stattfinden kann. Die in dieser Skala mit roter Farbe (<u>nicht</u> oranger Farbe) dargestellten Bereiche können überdehnt sein und bergen eine Gefahr von Mikrofrakturen. Verglichen werden dabei die Modelle CW1 und CW4, um die Veränderung der Dehnungen mit zunehmender Atrophie darzustellen.

Bei Bewertung der ermittelten Dehnungen mit den Grenzwerten der Frost'schen Hypothese könnten Areale mit Dehnungen 1E-03 < ϵ < 3E-03 Zonen der Knochenapposition bedeuten. In Abbildung 39 sind diese Bereiche im Vergleich zwischen nicht atrophierten (CW1) und stark atrophierten Kiefer (CW4) dargestellt. Generell ist zu erkennen, dass bei starker Atrophie die Areale des Knochenaufbaus größer werden gegenüber dem Modell ohne Atrophie. Besonders treten die Areale des Aufbisses und der Colli mandibulae hervor. Beim unilateralen Abbiss finden sich auf der Arbeitsseite mesial des Aufbisses lingual der Regio praemolares ("Sublingualrolle") und buccal des Aufbisses Bereiche des Strukturaufbaus. Auf der Nicht-Arbeitsseite sind im Bereich des Kieferwinkels buccal Knochenaufbauzonen zu erkennen. Auffallend ist, dass unmittelbar am Scheitelpunkt des Kieferkamms weder beim Frontabbiss, noch beim unilateralen Abbiss ein Strukturaufbau stattfindet. Beim Frontabbiss wären, der Hypothese von Frost zu Grunde gelegt, strukturfördernde Dehnungen nur basal-lingual der horizontalen Kieferäste und auf den medialen Flächen des Kieferwinkels zu erkennen. Die stauchenden Dehnungen (minimale Hauptdehnungen) weisen negative Vorzeichen und sind in Abbildung 40 dargestellt. Beim inzisalen Abbiss sind nur linguale Knochenareale betroffen, im anterioren Bereich Richtung crestal der Eckzähne. Beim unilateralen Abbiss sind Bereiche hohen Drucks auf der Arbeitsseite buccal und medial crestal des Aufbisses und auf der Nicht-Arbeitsseite nur lingual und basal.



Abbildung 39 Maximale Hauptdehnungen – Zugbeanspruchung mit Knochenapposition nach der Hypothese nach Frost beim Frontabbiss (A und B) und unilateralen Abbiss rechts (C und D) der Kiefermodelle CW1 (A und B) – Ansicht von Frontal (links) und dorsal (rechts)

109



Abbildung 40 Minimale Hauptdehnungen (Stauchung) beim Frontabbiss (A und B) und unilateralen Abbiss rechts (C und D) der Kiefermodelle CW1 (A und B) – Ansicht von Frontal (links) und dorsal (rechts)

110

Bei Bewertung der aus den Simulationen ermittelten Dehnungen mit den Grenzwerten der Frost'schen Hypothese könnten Areale mit Dehnungen 5E-05 < ϵ < 1E-03 Zonen der Strukturerhaltung (conservation remodeling) bedeuten. In Abbildung 41 sind Zonen der der maximalen Hauptdehnungen für zahnlose Kiefer CW1 und CW4 dargestellt und mögliche Areale der Strukturerhaltung farblich hervorgehoben. Zu erkennen ist, dass beim stark atrophierten Kiefer größere Areale der horizontalen Kieferäste mit strukturerhaltenden Dehnungen beansprucht werden, welches die klinische Stagnation der Atrophie bei höherem Grad der Atrophie erklären könnte. Vestibulär treten sowohl beim unilateralen Abbiss, als auch beim Frontabbiss stärkere Zugdehnungen auf wodurch die zentrifugale Atrophie des Kiefers erklärt werden könnte. Der Scheitelpunkt des Kieferkamms scheint von strukturerhaltenden Dehnungen insbesondere beim Frontabbiss wenig betroffen zu sein. Bei noch nicht eingesetzter Atrophie ist sind die Dehnungen im Bereich des Kieferkamms beim Frontabbiss unterhalb des strukturerhaltenden Grenzwertes (blaue Areale), wodurch möglicherweise die anfänglich stark zunehmende Atrophie beim nur anterioren Restgebiss nach Zahnverlust im Seitenzahngebiet erklärt werden könnte. Im Bereich der medialen Flächen des Kiefers treten höhere Dehnungen nur medial des unilateralen Aufbisses (Sublingualrolle) und vor allem Basal des Kiefers auf.



Abbildung 41 Maximale Hauptspannungen – Zugbeanspruchung mit Strukturerhaltung nach der Hypothese nach Frost beim Frontabbiss (A und B) und unilateralen Abbiss rechts (C und D) der Kiefermodelle CW1 (A und B) – Ansicht von Frontal (links) und dorsal (rechts)

Die Verteilung der Von Mises Vergleichsspannung (Abbildung 42 und Abbildung 43) weist beim Frontabbiss höchste Werte an Kiefergelenken im Bereich der Auflager und Interforaminal im crestalen Bereich auf. Außerhalb der Auflager sind erhöhte Spannungen vor allem im Übergang der horizontalen zu den vertikalen Ästen dorsal und am Kieferwinkel vorzufinden. Am Eckzahn lingual und am ersten Molar vestibulärcrestal ist ein dezenterer Anstieg der Vergleichsspannung zu erkennen. Insgesamt liegen die Spannungen bei der Deformation des zahnlosen, prothetisch nicht versorgten Kiefers beim Abbiss unter maximaler isometrischer Kontraktion der Kaumuskulatur unter 50 MPa.



Abbildung 42 Von-Mises Vergleichsspannung beim Frontabbiss (CW4). Frontalansicht (oben) Ansicht von dorsal-kaudal (unten).

Beim unilateralen Abbiss treten höchste Spannungen neben den Auflagerstellen am linken Processus condylaris, am Kieferwinkel und im horizontalen Kieferast von alveolar nach basal im Bereich des Auflagers 46 auf.



Abbildung 43 Von Mises Vergleichsspannungen des zahnlosen Kiefermodells CW4 beim unilateralen Abbiss Regio 46. Ansicht von Frontal (oben), von dorsal links (Mitte) und dorsal rechts (unten).

4.7.2 Herausnehmbare Prothetik auf Implantaten

Die Ergebnisse der Simulation von tegumental-implantat getragener kombinierter Prothetik zeigen, dass niedrige Spannungen mit Beträgen bis unter 70 MPa auftreten. Hierbei besteht eine Unabhängigkeit der Spannungsbeträge von der Anzahl der Implantate die zur Verankerung herangezogen wurden. Die ermittelten maximalen Spannungen bei den Deckprothesen sind gegenüber den Ergebnissen bei der Simulation von festsitzendem Zahnersatz sehr niedrig. Beim unilateralen Abbiss sind die maximalen Spannungsbeträge größer als beim Frontabbiss. Deutliche Zeichen einer Erhöhung von Spannungen auf Grund von atrophischen Veränderungen des Kiefers sind nicht zu erkennen. Jedoch muss hier für die Bewertung in Betracht gezogen werden, dass eine Kontaktanalyse nicht durchgeführt werden konnte und daher die gesamte Prothesenbasis fest mit dem Kiefer verbunden ist bei den Modellrechnungen.

Die Spannungen des kortikalen Knochens an den Schultern der Implantate des Modelles CW4 sind niedriger als bei Modellen mit mehr Knochensubstanz (Graph 44, Graph 45 und Graph 46). In den Graphen sind auch die Lokalisation der ermittelten Hauptspannungen um die Implantate rechts symbolisch dargestellt, crestal mit durchgezogenen Linien und im Übergang zur Spongiosa mit gestrichelten Linien. Beim unilateralen Abbiss weist vor allem die auf vier Implantaten Tegument-Implantat gelagerte Prothetik Regio 43 leicht erhöhte Beträge der maximalen und minimalen Hauptspannungen auf.

Die Beträge der maximalen und minimalen Hauptdehnungen sind in Tabelle 13 und Tabelle 14 farblich nach den Grenzwerten der Frost'schen Mechanostat-Hypothese markiert. Vereinzelt könnten nach der Hypothese überkritische Dehnungen auftreten, die in der Tabelle rot hinterlegt sind. So könnten bei maximaler isometrischer Kontraktion der Kaumuskulatur an lokal am Knochen um Implantatschultern bei Deckprothesen auf vier und mehr Implantaten die Gefahr der Überlastung bestehen, da die Dehnungen den Grenzwert für die Bildung von Mikrorissen überschritten worden sein könnte. Am günstigsten erweist sich die die Deckprothese auf zwei Implantaten, bei der keine überkritische Dehnungen auftreten.



Graph 44 Minimale und maximale Hauptspannungen crestal der Implantate bei Finite-Elemente-Modellen mit herausnehmbarer Prothetik auf zwei Implantaten interforaminal



Graph 45 Minimale und maximale Hauptspannungen crestal der Implantate bei Finite-Elemente-Modellen mit herausnehmbarer Prothetik auf vier Implantaten interforaminal



Graph 46 Minimale und maximale Hauptspannungen crestal der Implantate bei Finite-Elemente-Modellen mit herausnehmbarer Prothetik auf sechs Implantaten interforaminal

Max. Hauptdehnung - 2 Implantate, Deckprothese					
Frontabbiss	CW1_2I_F	CW2_2I_F	CW3_2I_F	CW4_2I_F	
43	1,10E-03	9,31E-04	7,46E-04	5,98E-04	
33	1,02E-03	8,71E-04	6,97E-04	7,15E-04	
Unilateraler Abbiss rechts	CW1_2I_L	CW2_2I_L	CW3_2I_L	CW4_2I_L	
43	1,62E-03	1,44E-03	1,36E-03	1,62E-03	
33	7,76E-04	7,24E-04	1,02E-03	7,76E-04	
Min Hauptdehnung - 2 Implanta	te, Deckprothese				
Frontabbiss	CW1_2I_F	CW2_2I_F	CW3_21_F	CW4_2I_F	
43	-1,33E-03	-1,32E-03	-1,26E-03	-9,32E-04	
33	-1,12E-03	-1,09E-03	-8,84E-04	-1,15E-03	
Unilateraler Abbiss rechts	CW1_2I_L	CW2_2I_L	CW3_2I_L	CW4_2I_L	
43	-1,53E-03	-1,96E-03	-1,36E-03	-1,53E-03	
33	-8,36E-04	-1,16E-03	-1,15E-03	-8,36E-04	
Max Hauptdehnung - 4 Implanta	ate, Deckprothese				
Frontabbiss	CW1 4I F	CW2 41 F	CW3 41 F	CW4 41 F	
44	4,20E-03	2,70E-03	6,59E-04	1,63E-03	
43	4,88E-03	1,97E-03	7,00E-04	5,29E-04	
33	5,74E-03	7,70E-04	8,05E-04	5,72E-04	
34	2,68E-03	3,16E-03	6,04E-04	7,15E-04	
Unilateraler Abbiss rechts	CW1_4I_L	CW2_4I_L	CW3_4I_L	CW4_4I_L	
44	2,23E-03	1,93E-03	1,30E-03	1,18E-03	
43	3,28E-03	2,48E-03	1,20E-03	1,47E-03	
33	7,32E-04	7,97E-04	9,67E-04	6,42E-04	
34	8,50E-04	8,79E-04	1,09E-03	7,93E-04	
Min. Hauptdehnung - 4 Implanta	ate, Deckprothese				
Frontabbiss	CW1_4I_F	CW2_4I_F	CW3_4I_F	CW4_4I_F	
44	-1,42E-02	-2,05E-03	-1,26E-03	-1,07E-03	
43	-1,62E-03	-2,28E-03	-1,15E-03	-8,43E-04	
33	-2,53E-03	-9,35E-04	-1,16E-03	-5,28E-04	
34	-7,49E-03	-5,04E-03	-1,08E-03	-1,03E-03	
Unilateraler Abbiss rechts	CW1_4I_L	CW2_4I_L	CW3_4I_L	CW4_4I_L	
44	-1,60E-03	-2,32E-03	-1,00E-03	-9,68E-03	
43	-2,24E-03	-1,87E-03	-1,29E-03	-1,67E-03	
33	-1,15E-03	-1,40E-03	-1,57E-03	-9,07E-04	
34	-7,58E-04	-2,93E-03	-8,50E-04	-9,49E-04	
≥ 2,5E-02	Frakturen				
≥ 3,0E-03 < 2,5E-02	Mikrofrakt	uren, Geflechtknoche	n		
≥ 1,0 E-03 < 3,0E-02	Knochenar	position			
≥ 5,0 E-05 < 1,0E-03	Strukturer	erhalt			
< 5,0 E-05	Inaktivitäts	atrophie			

Tabelle 13 Maximale und minimale Hauptdehnungen periimplantär – Deckprothese auf zwei und vier Implantaten (Grenzwerte nach Frost)

Max Hauptdehnung - 6 Implantate, Deckprothese					
Frontabbiss	CW1_6I_F	CW2_6I_F	CW3_6I_F	CW4_6I_F	
44	6,92E-04	7,24E-04	6,11E-04	1,55E-03	
43	1,46E-03	8,30E-04	9,94E-04	5,35E-04	
42	1,12E-03	8,10E-04	7,55E-04	3,29E-04	
32	2,04E-03	9,13E-04	7,87E-04	3,28E-04	
33	7,52E-04	7,43E-03	6,19E-04	4,51E-04	
34	9,65E-04	2,83E-03	6,15E-04	7,35E-04	
Unilateraler Abbiss rechts	CW1_6I_L	CW2_6I_L	CW3_6I_L	CW4_6I_L	
44	2,37E-03	1,65E-03	2,48E-03	1,97E-03	
43	3,28E-03	-1,09E-03	1,57E-03	1,54E-03	
42	1,71E-03	8,66E-04	2,21E-03	1,18E-03	
32	1,38E-03	9,10E-04	1,87E-03	6,88E-03	
33	7,54E-04	7,27E-04	-9,13E-04	7,98E-04	
34	7,94E-04	1,69E-03	9,14E-04	1,93E-03	
Min. Hauptdehnung - 6 Implantate, Deckprothese					
Frontabbiss	CW1_6I_F	CW2_6I_F	CW3_6I_F	CW4_6I_F	
44	-9,23E-04	-2,47E-03	-9,92E-04	-1,41E-03	
43	-1,55E-03	-9,67E-04	-1,60E-03	-8,97E-04	
42	-1,09E-03	-7,78E-04	-1,19E-03	-2,89E-04	
32	-2,07E-03	-6,65E-04	-6,29E-04	-4,05E-04	
33	-1,21E-03	-8,27E-04	-8,14E-04	-6,31E-04	
34	-1,71E-03	-4,57E-03	-1,02E-03	-8,84E-04	
Unilateraler Abbiss rechts	CW1_6I_L	CW2_6I_L	CW3_6I_L	CW4_6I_L	
44	-1,60E-03	-2,33E-03	-1,89E-03	-3,02E-03	
43	-2,16E-03	-1,98E-03	-1,38E-03	-1,42E-03	
42	-2,59E-03	-1,85E-03	-1,54E-02	-8,10E-04	
32	-2,64E-03	-1,38E-03	-1,38E-03	-7,72E-04	
33	-1,11E-03 -1,20E-03 -1,35E-03 -1,00		-1,00E-03		
34	-9,07E-04 -2,21E-03 -8,29E-04 -5,05E-03				
≥ 2,5E-02	Frakturen				
≥ 3,0E-03 < 2,5E-02	Mikrofrakturen, Geflecht	tknochen			
≥ 1,0 E-03 < 3,0E-03	Knochenapposition				
2 0,0 L-00 < 1,0E-00	Inaktivitätsatrophie				

Tabelle 14 Maximale und minimale Hauptdehnungen periimplantär – Deckprothese auf sechs Implantaten (Grenzwerte nach Frost)

4.7.3 Geteilte und ungeteilte Brücke auf sechs Implantaten (CW3)

Beim Frontabbiss weist die FE-Simulation der ungeteilten Brücke maximale Beträge der Spannungen von 129 MPa am Knochen an den Schultern der Implantate in der Region der Molaren auf. Es kommt offenbar zu einer Spannungsverteilung und zu reaktiven Spannungen durch Biegung im Bereich der distalen Schulter der im Regio der Molaren im Knochen verankerten Implantate. Abbildung 44 zeigt die maximalen und minimalen Hauptspannungen farblich im 3D-Modell an.

Wie zu erwarten sind die maximalen Spannungen periimplantär bei der geteilten Frontzahnbrücke hauptsächlich im Bereich der die Front stützenden Implantate in der Region der Eckzähne vorzufinden. Diese Beträge der Spannungen sind jedoch sehr viel höher als die maximalen Spannungen bei der zirkulär zusammenhängenden Brücke und erreichen einen Spitzenwert von 487 MPa. Es ergibt sich eine Erhöhung der Beträge der maximalen Hauptspannung um den Faktor 3,77 bei der dreigeteilten Brücke gegenüber der ungeteilten Brücke.

Beim unilateralen Abbiss rechts Regio 46 sind die Beträge der maximalen Hauptspannungen am Implantat distal 46 für beide Brückenformen hoch. Die zirkuläre Brücke weist Regio 46 disto-buccal den höchsten Spannungsbetrag mit 448 MPa auf. Die Spannungen fallen Regio 43, 34 und 36 auf etwa 140 bis 150 MPa ab. Im Bereich der Eckzähne treten vergleichsweise niedrige Spannungen auf. Die geteilte Brücke weist deutlich höhere Spannungsbeträge am Knochen der Implantate Regio 44 und 43 auf und es findet eine Entlastung des periimplantären Knochens der Implantate Regio 34 und 36 auf der linken Seite des Kiefers statt. Die Abbildungen neben Graph 47, sowie Abbildung 44 und Abbildung 45 verdeutlichen die Lokalisation der maximalen und minimalen Hauptspannungen.

Bei Bewertung der ermittelten Dehnungen des periimplantären Knochens crestal (Tabelle 15) mit Grenzwerten der Frost´schen Hypothese könnten Hinweise vorliegen, dass bei den vorliegenden Lasten an mehreren Implantaten periimplantär überkritische Dehnungen des Knochens auftreten können. Vereinzelt könnte neben dem Auftreten von Mikrofrakturen auch Frakturgefahr bestehen. Markant höhere maximale Dehnungen des periimplantären Knochens weist die geteilte gegenüber der ungeteilten Brücke auf.



Graph 47 Hauptspannungen crestal der Implantate bei einer zirkulär dreigeteilten und ungeteilten Brücke beim Frontabbiss und beim unilateralen Abbiss Regio 45



Abbildung 44 Maximale (oben) und minimale (unten) Hauptspannungen beim Frontabbiss. Dreigeteilten Frontzahnbrücke (links) und zirkulär zusammenhängende (rechts) Brücke auf sechs Implantaten Regio 36,34,33 und 43,44,46. Dreiteilung der Brücke zwischen Eckzähnen und Prämolaren



Abbildung 45 Maximale (oben) und minimale (unten) Hauptspannungen beim unilateralen Abbiss Regio 45. Dreigeteilte Frontzahnbrücke (links) und zirkulär zusammenhängende Brücke (rechts) auf sechs Implantaten Regio 36,34,33 und 43,44,46. Dreiteilung der Brücke zwischen Eckzähnen und Prämolaren

Max. Hauptdehnung - Zirkul	äre (Z) und geteilte Br	ücke(G) auf 6	
Frontabhiss			
16	2 /9F-03	2 /6F-03	
40	5 52E-04	2,40E 03	
43	6 20E-05	2,40E 03	
33	9 85F-04	3 21E-02	
34	9 95E-04	2 59E-03	
36	2 36E-03	1 33E-03	
50	2,302 03	1,332 03	
Unilateraler Abbiss rechts	CW3 61 L Z	CW3 61 L G	
46	8,47E-03	8,23E-03	
44	2,42E-03	1,74E-02	
43	3,14E-03	7,34E-03	
33	1,41E-03	3,85E-03	
34	2,86E-03	1,12E-02	
36	3,73E-03	5,40E-03	
Min. Hauptdehnung- Zirkuläre (Z) und geteilte Brücke(G) auf 6			
Implantate			
Frontabbiss	CW3_6I_F_Z	CW3_6I_F_G	
46	-5,26E-03	-2,44E-03	
44	-1,76E-03	-9,27E-03	
43	-6,55E-04	-1,68E-02	
33	-2,51E-03	-1,40E-02	
34	-2,04E-03	-1,07E-02	
36	-4,62E-03	-2,61E-03	
Unilateraler Abbiss rechts	CW3_6I_L_Z	CW3_6I_L_G	
46	-2,09E-02	-2,14E-02	
44	-4,89E-03	-2,59E-02	
43	-1,26E-03	-1,64E-02	
33	-1,24E-03	-7,39E-03	
34	-6,30E-03	-3,32E-03	
36	-5,45E-03	-2,38E-03	
≥ 2,5E-02	Frakturen		
≥ 3,0E-03 < 2,5E-02	Mikrofrakturen, Gefle	echtknochen	
≥ 1,0 E-03 < 3,0E-03	Knochenapposition		
≥ 5,0 E-05 < 1,0E-03	Strukturerhalt		
< 5,0 E-05	Inaktivitätsatrophie		

Tabelle 15 Maximale und minimale Hauptdehnungen periimplantär – Deckprothese auf sechs Implantaten (Grenzwerte nach Frost)

4.7.4 Festsitzende Brücken interforaminal

Die Simulation von festsitzenden Brücken auf interforaminalen Implantaten ergibt, dass die höchsten Beträge der Hauptspannungen an den distalen Implantaten auftreten (vergleiche mit Graph 48 und Graph 49). Beim unilateralen Aufbiss sind die Beträge der Hauptspannungen an den distalen Implantaten auf der Arbeitsseite größer als auf der Nicht-Arbeitsseite. Mit zunehmender Atrophie nimmt die Belastung der der distalen Implantate und der beiden mittleren interforaminalen Implantate und zu.

Der Vergleich zwischen Brücken auf vier mit Brücken auf sechs Implantaten zeigt bei sechs Implantaten gegenüber vier Implantaten nur eine leichte Senkung der maximalen Beträge von Hauptspannungen an den distalen Implantaten und eine Absenkung der Spannungen zwischen den mesial gelegenen interforaminalen Implantaten. So sind im Bereich der Symphyse die Spannungen maximal ca. 200 MPa (sechs Implantate) gegenüber 400 MPa (vier Implantate).

Beim unilateralen Aufbiss treten Spitzenwerte der Beträge von Hauptspannungen und am Knochen des Implantates in der Nähe des Kauzentrums auf. Hier steigt der Spannungsbetrag mit dem Grad der Atrophie vom Modell CW1 mit ca. 800 MPa auf bis zu ca. 1400 MPa am Modell CW4 an. Beim Frontabbiss steigt der Betrag der maximalen Hauptspannung von CW1 mit ca. 250 MPa zum Modell CW4 auf ca. 800 MPa an.

Die Ergebnisse der maximalen und minimalen Hauptdehnungen am Knochen periimplantär weisen im Vergleich zwischen Brücken auf vier mit Brücken auf sechs Implantaten keine großen Unterschiede auf (vergleiche Tabelle 16 und Tabelle 17). Die Dehnungen bei sechs Implantaten sind an den mesial gelegenen Implantaten durch Umverteilung der Beanspruchung niedriger. Die Bewertung der Ergebnisse mit den Grenzwerten der Frost´schen Hypothese könnte darauf hindeuten dass, bei den hier vorliegenden Belastungen eine Überlastung des periimplantären Knochens auftritt. Diese kritischen Dehnungswerte sind in den Tabellen in Korrelation zu den Grenzwerten nach der Frost´schen-Mechanostat Hypothese rot hinterlegt. Betroffen ist bei der Laterotrusion der periimplantäre Knochen am nächsten zum Aufbiss rechts (Regio 44) bei allen Atrophiegraden CW1 bis CW4 und das distale Implantat auf der kontralateralen Seite (Regio 34) bei den Modellen CW3 und CW4. Auch beim Frontabbiss sind am ehesten die distalen Implantate betroffen.



Graph 48 Hauptspannungen crestal der Implantate bei einer festsitzenden Brücke auf vier Implantaten interforaminal beim Frontaufbiss und beim unilateralen Aufbiss Regio 45



Graph 49 Hauptspannungen crestal der Implantate bei einer interforaminalen Brücke auf sechs Implantaten beim Frontabbiss und beim unilateralen Abbiss Regio 45

Max. Hauptdehnung - Brücke auf 4 Implantate, Frontal (F) und Lateral (L)				
Frontabbiss	CW1_4I_F	CW2_4I_F	CW3_4I_F	CW4_4I_F
44	4,20E-03	5,32E-03	5,99E-03	1,58E-02
43	4,88E-03	6,09E-03	7,77E-03	1,06E-02
33	5,79E-03	5,50E-03	7,71E-03	1,89E-02
34	2,68E-03	4,70E-03	7,96E-03	1,39E-02
Unilateraler Abbiss	CW1_4I_L	CW2_4I_L	CW3_4I_L	CW4_4I_L
44	1,10E-02	1,36E-02	2,81E-02	2,72E-02
43	8,31E-03	1,12E-02	1,40E-02	1,48E-02
33	5,68E-03	8,67E-03	1,42E-02	2,34E-02
34	3,06E-03	4,84E-03	1,00E-02	1,53E-02
Min. Hauptdehnung -	Brücke auf 4 Implan	tate, Frontal (F) und	l Lateral (L)	
Frontabbiss	CW1_4I_F	CW2_4I_F	CW3_4I_F	CW4_4I_F
44	-1,429E-02	-1,775E-02	-2,156E-02	-4,750E-02
43	-1,62E-03	-1,93E-03	-2,81E-03	-3,29E-03
33	-2,53E-03	-1,76E-03	-2,82E-03	-5,56E-03
34	-7,49E-03	-1,75E-02	-2,49E-02	-3,73E-02
Unilateraler Abbiss	CW1_4I_L	CW2_4I_L	CW3_4I_L	CW4_4I_L
44	-3,90E-02	-5,68E-02	-5,44E-02	-8,60E-02
43	-2,46E-03	-3,66E-03	-5,18E-03	-4,83E-03
33	-2,13E-03	-2,89E-03	-5,26E-03	-7,54E-03
34	-7,94E-03	-1,93E-02	-3,26E-02	-4,19E-02
≥ 2,5E-02	Frakturen			
≥ 3,0E-03 < 2,5E-0	02 Mikrofrakturen	Mikrofrakturen		
≥ 1,0 E-03 < 3,0E-	03 Knochenapposi	Knochenapposition		
≥ 5,0 E-05 < 1,0E-	03 Strukturerhalt	Strukturerhalt		
< 5,0 E-05	Inaktivitätsatro	 Inaktivitätsatrophie		

Tabelle 16 Maximale und minimale Hauptdehnungen periimplantär Brücke auf vier interforaminalen Implantate (Grenzwerte nach Frost)

Max. Hauptdehnung - Brücke auf 6 Implantate, Frontal (F) und Lateral (L)				
Frontabbiss	CW1_6I_F	CW2_6I_F	CW3_6I_F	CW4_6I_F
44	5,01E-03	5,81E-03	8,61E-03	1,54E-02
43	1,91E-03	1,62E-03	1,67E-03	2,88E-03
42	1,89E-03	2,10E-03	2,64E-03	9,57E-03
32	2,33E-03	2,32E-03	2,46E-03	1,18E-02
33	3,13E-03	1,92E-03	2,05E-03	2,45E-03
34	3,98E-03	5,63E-03	9,56E-03	1,29E-02
Abbiss unilateral				
rechts	CW1_6I_L	CW2_6I_L	CW3_6I_L	CW4_6I_L
44	1,63E-02	3,42E-02	1,84E-02	2,55E-02
43	4,97E-03	4,70E-03	3,00E-03	3,69E-03
42	4,97E-03	5,63E-03	5,53E-03	1,36E-02
32	1,51E-03	5,88E-03	4,58E-03	1,48E-02
33	2,24E-03	3,66E-03	3,12E-03	4,01E-03
34	3,09E-03	5,41E-03	1,13E-02	1,09E-02
Min. Hauptdehnung -	Brücke auf 6 Implar	ntate, Frontal (F) und	d Lateral (L)	
Frontabbiss	CW1_6I_F	CW2_6I_F	CW3_6I_F	CW4_6I_F
44	-1,38E-02	-1,93E-02	-2,76E-02	-4,07E-02
43	-1,43E-03	-1,47E-03	-1,64E-03	-1,72E-03
42	-9,40E-04	-8,13E-04	-1,01E-03	-3,65E-03
32	-8,89E-04	-8,36E-04	-2,27E-03	-4,27E-03
33	-1,82E-03	-1,19E-03	-1,43E-03	-1,37E-03
34	-1,27E-02	-1,96E-02	-3,02E-02	-3,43E-02
Abbiss unilateral				
rechts	CW1_6I_L	CW2_6I_L	CW3_6I_L	CW4_6I_L
44	-3,53E-02	-5,80E-02	-5,42E-02	-7,48E-02
43	-1,80E-03	-2,36E-03	-1,66E-03	-1,56E-03
42	-2,51E-03	-1,95E-03	-2,34E-03	-4,88E-03
32	-1,21E-03	-2,00E-03	-2,48E-03	-4,72E-03
33	-2,21E-03	-2,03E-03	-1,45E-03	-1,25E-03
34	-9,64E-03	-1,89E-02	-3,56E-02	-3,20E-02

Tabelle 17 Maximale und minimale Hauptdehnungen periimplantär Brücke auf sechs interforaminalen Implantate (Grenzwerte nach Frost)

≥ 2,5E-02	Frakturen
≥ 3,0E-03 < 2,5E-02	Mikrofrakturen
≥ 1,0 E-03 < 3,0E-02	Knochenapposition
≥ 5,0 E-05 < 1,0E-03	Strukturerhalt
< 5,0 E-05	Inaktivitätsatrophie

5 Diskussion der Ergebnisse

5.1 Diskussion der Deformation der Kiefermodelle ohne prothetische Versorgung

Die Ausrichtung der Deformation des zahnlosen Kiefers bei der Finite-Elemente-Simulation stimmt mit Ergebnissen anderer Publikationen weitgehend überein (2;29;40;41). Beim Frontabbiss (Abbildung 29, S. 60) deformieren sich die aufsteigenden Äste spiegelsymmetrisch von kaudal nach kranial zunehmend nach medial unter medialer Konvergenz der Kiefergelenke. Die horizontalen Kieferäste erfahren eine Biegung um eine kaudal-kraniale Achse und eine Torsion um die Längsachsen und deformieren sich nach kranial und buccal an der Margo superior und lingual an der Margo inferior. Die Deformation nimmt hier von anterior nach dorsal zu. Interforaminal deformiert sich der Kiefer von der Margo superior nach inferior zunehmend nach dorsal und kranial. Die Größe der Deformation nimmt von anterior nach posterior zu.

Beim unilateralen Abbiss (Abbildung 31) findet eine Biegung des Kiefers um eine transversale und um eine vertikale Achse des Aufbisses statt, darüber hinaus eine starke Torsion um eine parasagittale Achse des horizontalen Kieferastes der Arbeitsseite. Die Nicht-Arbeitsseite wird dabei angehoben und deformiert nach rostral. Distal des Aufbisses deformiert sich der Aufsteigende Ast der Arbeitsseite nach medial und kranial-rostral und medial des Aufbisses gelegene Kieferanteile nach lateral und kranial. Eine Torsion um beide Längsachsen der horizontalen Kieferäste überlagert die Biegungen, wobei die Processus coronoideus beidseitig nach medial deformieren.

Die Deformationskennwerte des Kiefers ohne prothetische Versorgung nehmen mit dem Grad der Atrophie zu. Die Zunahme der maximalen Werte der Deformation ist beim Frontabbiss annähernd linear, beim unilateralen Abbiss exponentiell. In beiden Fällen, Frontabbiss und unilateraler Abbiss, verdreifachen sich die Werte etwa. Beim unilateralen Abbiss sind die RTW, RLAW und RMKD deutlich größer als beim Frontabbiss. Die Deformation der Nicht-Arbeitsseite ist größer als die der Arbeitsseite beim unilateralen Biss.

Die ermittelten Torsionswinkel, Längsausrichtungswinkel und Konvergenz der horizontalen Kieferäste unterscheiden sich in räumlicher Betrachtung (RTW, RLAW, RMKD) deutlich von ebenen Werten (TW, LAW, MKD). So ergibt die räumliche Größenbetrachtung stets deutlich größere Werte, sodass ein Vergleich mit Werten aus der Literatur, die nur ebene Werte aufweisen, fragwürdig erscheint. Eine Übereinstimmung ist am ehesten mit den in vivo ermittelten Werten von Al Sukhun und Kellaway (4) im Jahre 2006 zu finden. Die Versuche müssen zum Vergleich daher genau in ihrem Aufbau mit den hier vorgestellten Messmethoden korrelieren.

Im Einzelnen ist die Torsion der Kiefer stark abhängig von der Atrophie. Im Bereich der Molaren steigt der maximale RTW beim Frontabbiss von ca. 0,2° auf 0,6°, beim unilateralen Abbiss am Molaren der Nicht-Arbeitsseite von 1,2° auf 3,2°. Auch der Längsverschiebungswinkel RLAW der horizontalen Äste, gemessen in der Horizontalebene wird mit der Atrophie in größer. Beim Frontabbiss von 0,2° auf maximal 0,6° und beim unilateralen Abbiss auf der Nicht-Arbeitsseite von 1,25° auf 2,75°. Die räumliche Konvergenz RKD der horizontalen Kieferäste nimmt beim Frontabbiss im Bereich der Molaren, Margo superior, von 0,08 mm auf 0,29 mm. Beim unilateralen Abbiss steigt die RKD im Bereich der Eckzähne von 0,65 mm auf 1,78 mm und im Bereich der Molaren von 1,48mm auf 3,37 mm.

Die Simulation des Einflusses der Dicke der Kortikalis am Modell CW4 zeigt, dass die Dicke der Kortikalis einen gegenüber dem Grad der Atrophie vergleichsweise geringen Einfluss auf die Deformation hat. Gegenüber kortikalen Dicken von 1 bis 2 mm sind die Werte des Vollkörpers aus rein kortikalem Knochen um maximal 30% niedriger. Diese Ergebnisse zeigen eine Übereinstimmung mit Untersuchungsergebnissen von Hedia 2002 (27).

5.2 Diskussion der Deformation der Kiefermodelle mit prothetischer Versorgung auf interforaminalen Implantaten

Bei festsitzendem Zahnersatz auf Implantaten interforaminal sind die Kennwerte der Deformation niedriger als bei herausnehmbarem Zahnersatz, welches die Arbeitshypothese unterstützt.

Bei festsitzendem Zahnersatz auf Implantaten interforaminal liegen die maximalen Kennwerte mit RTW 0,4°, RLAW 0,5° und RKD 0,3 mm unterhalb des niedrigsten Wertes des unversorgten, nicht atrophierten Kiefers. Der Anstieg der Deformation ist mit zunehmendem Grad der Atrophie des Kiefers nur gering im Vergleich zum Kiefer ohne prothetische Versorgung.

Bei herausnehmbarem Zahnersatz sind die Kennwerte beim unilateralen Abbiss RTW 1,5° bis 2,5°, RLAW 3,5° bis 4° und RKD von 3,0 mm im Bereich der Molaren und 2,0 mm im Bereich der Eckzähne. Die räumlichen Messwerte der Deformation sind in Regio der Molare schon bei niedrigem Grad der Atrophie erhöht auf Werte, wie sie beim nicht versorgten Kiefer erst bei Zunahme der Atrophie auftreten. Nur beim Frontabbiss sind die RTW niedriger als beim prothetisch nicht versorgten Kiefer. Die Simulation der totalprothetisch versorgten Kiefer weisen ähnlich große Deformationskennwerte auf wie bei Versorgung mit kombiniertem Zahnersatz auf Implantaten.

Die Ergebnisse der Deformation der Kiefer für herausnehmbaren Zahnersatz müssen kritisch bewertet werden, da bei der Finite-Elemente Simulation eine Verschmelzung zwischen Prothesenbasis und Kiefer erforderlich war. Eine sogenannte Kontaktanalyse, die ein Abheben der Prothese vom Tegument ermöglicht, würde wahrscheinlich andere Werte ergeben.

5.3 Diskussion der Deformation der zirkulären und dreigeteilten Brücke auf Implantaten

Die Simulation der Versorgung des zahnlosen Kiefers mit zirkulären festsitzenden Brücken mit Lagerung auf sechs Implantaten bis hin zum ersten Molaren (Kiefermodell CW3) weist bei Dreiteilung der Brücke eine stärkere Deformation auf als ohne Teilung. So ist in etwa eine Verdoppelung der maximalen Größen der Deformation zu erkennen. Dies ist damit zu erklären, dass die Entkoppelung der linken und rechten Kieferhälfte zu einer größeren Bewegungsfreiheit führt.

5.4 Diskussion der ermittelten Dehnungen

Spannungen und Dehnungen wurden an der Kortikalis vom zahnlosen Kiefer und bei prothetisch versorgten Kiefern an der Kortikalis in der Region der Schultern von Implantaten berechnet, weil klinisch diskutiert wird, dass eine hohe Dehnung zu einem Abbau von Knochensubstanz führen könnte. Bei Implantaten könnte die Dehnung und Stauchung den Abbau von Knochen periimplantär induzieren. Dies könnte die Grundlage für eine spaltförmige Eintrittspforte für die bakterielle Besiedlung sein, die die Etablierung einer Periimplantitis begünstigt. Damit könnte das Risiko einer Lockerung des Implantates eine Überlastung anderer prothetischer steigen und Konstruktionselemente eintreten, da sich die Lastverteilung verändert.

Die maximalen Hauptdehnungen des zahnlosen Kiefers ohne prothetische Versorgung wurden auf der Grundlage der Frost´schen Hypothese bewertet, nach der intermittierende Dehnungen unter 0,05% eine Inaktivitätsatrophie, zwischen 0,05% bis 0,1% Strukturerhalt, über 0,1% und unter 0,3% Knochenapposition und darüber liegende Dehnungen Strukturschädigungen verursachen könnten.

Die ermittelten Ergebnisse müssen hinsichtlich folgender Punkte kritisch evaluiert werden:

- (1) Die Hypothese nach Frost zur Bewertung der biologischen Reaktionen des Knochens Dehnungen geht physiologisch auf von auftretenden, intermittierenden, d.h. wiederkehrenden Dehnungen aus. In der vorliegenden Arbeit wurden hingegen nicht wiederkehrende, sondern statisch maximale Kaukräfte zum Ansatz gebracht. Nimmt man an, dass die Dehnung linear mit der Kaufkraft steigt, so wären bei 20%-iger Kaukraft die Dehnung auf ein Fünftel der hier ermittelten Dehnung reduziert. Werte, die unter 0,3% Dehnung liegen, sind könnten dann in einem Bereich liegen, in dem eine Knochenapposition eintreten könnte. Ferner wäre es möglich, dass sich die bei knapp über 2,5% liegenden Dehnungen bei reduzierter Kaukrafteinwirkung in den Bereich der Mikrofrakturen und Strukturschädigung verlagern.
- (2) Es muss beachtet werden, dass die ermittelten Dehnungen nur singulär und punktuell vereinzelt auftreten. Benachbarte Bereiche sind nach der Frost'schen Hypothese einem Stimulus zur Remodellation und Knochenapposition, d.h. einer Strukturverstärkung unterworfen, welches unmittelbar zu einer Stagnation der Abbauprozesse und zu einer Abstützung weiter Bereiche von Knochenarealen um die örtlich hohe Dehnung führen könnte.
- (3) Die aus der Leichtbautechnik bekannte Verbundbauweise, die bei der Kombination von weicher Spongiosa und fester Kortikalis vorliegt, könnte zu einer Stützwirkung führen (35), die schwer zu bewerten ist, aber zu signifikant besserer Beanspruchbarkeit führen kann.

5.4.1 Diskussion der Dehnungen des zahnlosen Kiefers ohne prothetische Versorgung

Die Bewertung der Ergebnisse mit den Grenzwerten der Hypothese nach Frost könnte darauf hindeuten, dass bei hohem Grad der Atrophie die Zonen der Knochenapposition und des Strukturaufbaus größer sind als beim nicht atrophierten Kiefer. Lingual-basal der Prämolaren, buccal des unilateralen Aufbisses und des Kieferwinkels kann eine Knochenapposition stattfinden. Auf dem Kieferkamm hingegen könnte die Dehnung auf Werte abfallen, welches eine Inaktivitätsatrophie zur Folge hätte. Dieser Effekt ist stärker beim noch nicht atrophierten Kiefer und beim Frontabbiss. Liegt daher ein anteriores Restgebiss vor mit überwiegend anteriorem Kaumuster so könnte die Atrophie des Kieferkamms im Seitenzahngebiet stark begünstigt sein. Strukturerhalt könnte überwiegend vestibulär und im lingualen Bereich basal auftreten, welches die mit der klinisch zentrifugal auftretenden atrophischen Veränderung des Kiefers übereinstimmen würde.

Die Ergebnisse der Dehnungen sind hinsichtlich der Muster der Beanspruchung des zahnlosen Kiefers klinisch relevant. Nicht geklärt ist, wie die Minimalen Hauptdehnungen, die negative Vorzeichen und daher eine Stauchung des Knochens bedeuten, zu bewerten sind, da die Hypothese hierüber keine Aussage zulässt.

5.4.2 Diskussion der Dehnungen des Kiefers mit prothetischer Versorgung auf Implantaten interforaminal

Bei festsitzendem Zahnersatz werden insbesondere beim lateralen Abbiss mit maximaler isometrischer Kontraktion der Kaumuskulatur fast an allen Implantaten kritische Grenzwerte nach der Frost'schen Hypothese überschritten. Auch liegen die Spannungen über der Zug- und Druckfestigkeitsgrenze von Knochen. Dabei nimmt die Anzahl der überkritischen Werte mit der Atrophie zu und bei sechs Implantaten sinkt die Belastung der interforaminal gelegenen Implantate zu Lasten einer höheren Beanspruchung der in Regio der Prämolaren lokalisierten Implantate. Die interforaminal auf vier Implantaten getragene Brücke könnte demnach bei allen vier Modellen CW1 bis CW4 am Implantat Regio 44 überkritische Werte der Dehnung aufweisen. Ebenso kritisch, aber mit etwas niedrigeren Dehnungen, könnte die laterale Belastung der Freiendbrücke bei sechs Implantaten sein. Die Ergebnisse zeigen aber, dass festsitzende Brücken auf sechs Implantaten zu etwas risikoärmeren Dehnungsmustern führen, als bei Verankerung auf nur vier Implantaten. Wegen des niedrigen E-Moduls von 0,2-0,4 GPa der Spongiosa gegenüber der Kortikalis (10-20 GPa) wären, bei Bewertung nach den Frost'schen Grenzwerten, periapikal Bereiche der Implantate in der Spongiosa in gleicher Weise wie crestal kritische Dehnungswerte vorzufinden (Abbildung 35 bis Abbildung 37, S. 106). Die eingangs in der Diskussion besprochene Minderung hier angesetzten maximalen Kaukräfte auf die tatsächlich auftretenden physiologischen Kaukräfte, sowie die Stützwirkung benachbarter Areale der maximal auftretenden Dehnungen würden die unter extremen Bedingungen ermittelten Ergebnisse für festsitzenden Zahnersatz auf ein klinisch tolerables Niveau relativieren. Insgesamt deuten die Ergebnisse darauf hin, dass das Risiko einer periimplantären Knochenschädigung der festsitzenden Versorgung auf nur vier Implantaten etwas höher sein könnte als bei sechs Implantaten.

Die Ergebnisse für den herausnehmbaren Zahnersatz zeigen, dass, unabhängig von der Anzahl der Implantate, etwa gleich hohe Spannungen und Dehnungen periimplantär crestal auftreten. Diese wären bei Bewertung mit den diskutierten Grenzwerten in einem unterkritischen Bereich. Diese Ergebnisse dürften der realen Situation nur unter idealen Bedingungen auftreten, wenn nämlich wirklich eine gleichmäßige Auflage der herausnehmbaren Prothetik auf Implantate und Tegument erzielt wird.

5.4.3 Diskussion der Dehnungen des Kiefers bei Therapie mit einer zirkulären Brücke auf sechs Implantaten

Die Simulation der zirkulären Brücke auf sechs Implantaten mit distaler Verankerung auf Implantaten Regio der ersten Molare ergibt im Vergleich zu einer Dreiteilung der Brücke in Regio zwischen Eckzahn und erstem Prämolar niedrigere Zug- und Druckspannungen periimplantär (Tabelle 16 und Tabelle 17). Obwohl die geteilte Brücke eine größere Freiheit zur Deformation aufweist, treten periimplantär höhere Beanspruchungen auf. Die ungeteilte zirkuläre Brücke könnte daher in Hinblick auf die periimplantäre Beanspruchung des Knochens auch bei fortgeschrittener Atrophie (CW3) die biomechanisch günstigere Versorgungsform darstellen.

Beim Frontabbiss treten bei der geteilten Konstruktion Dehnungen im Bereich der Eckzahn-Implantate auf, die die Frontzahnbrücke tragen, und über 2,5% liegen und nach Bewertung nach der Hypothese nach Frost bei wiederkehrender Last zu Frakturen führen könnten. Beim unilateralen Abbiss rechts treten bei der geteilten Brücke an allen Implantaten Dehnungen auf, die bei intermittierender Belastung zu Mikrofrakturen begünstigen könnten. Bei der ungeteilten Brücke wären die kritischen Areale begrenzt auf Regio 46, 43 und 36.

Die Hypothese es biomechanischen Vorteils einer Dreiteilung von zirkulären Brücken zwecks Reduktion von Beanspruchungen (59) könnte daher mit den vorliegenden Ergebnissen in Widerspruch stehen in Hinsicht auf die Beanspruchung des Knochens periimplantär, nicht hingegen bezüglich der Beanspruchung der Suprakonstruktion und der Verbindungselemente.

5.5 Kritik zur gewählten Methode

5.5.1 Kritik zu den gewählten Modellen und den Randbedingungen

Die Kiefergelenke wurden in der horizontalebene frei beweglich modelliert, die vertikale Achse war beiderseits befestigt. Diese Simulationsbedingung kann bei einer Veränderung durchaus zu deutlich veränderten Deformationen führen, wie Kober et al. 2001 in Ihrer (37) FE-Analyse der Gelenkrandbedingungen und dem Vergleich mit realen Werten zeigten. So waren die Deformationen bei Freiheit der Kiefergelenke realistischer als bei fester Einspannung. Vergleicht man dies mit anderen FE-Studien, so findet man des Öfteren fehlerhafte Ansätze. So haben einige Autoren bei ihrer Finite-Elemente-Simulation der bezahnten Kiefer, ohne dieser Bedingung in der Diskussion von Ergebnissen großen Stellenwert einzuräumen, beide Gelenke fest eingespannt in allen Richtungen und Rotationen unterbunden. Eigene Berechnungen zeigen, dass eine weitere Einschränkung von Freiheitsgraden der Kiefergelenke mit einer beidseitigen Einspannung aller Freiheitsgrade zu einer signifikanten Veränderung der Deformation führt.

Die idealisierte Form der Kiefer hatte keine scharfen Kanten oder Spitzen an der Oberfläche der Kiefer, wie es beim atrophierten Kiefer des Öfteren der Fall ist. Deshalb können durchaus Abweichungen auftreten zur realen Situation, insbesondere, wenn direkt nach Extraktion oder auch nach Implantation an den Alveolen oder Bohrlöchern Kerbwirkungseffekte auftreten, die in der Technik sehr kritisch bewertet werden (25).

Die Randbedingungen für den herausnehmbaren Zahnersatz mussten so gewählt werden, dass der Zahnersatz fest verbunden ist mit dem Kiefer. Dadurch wird die real

auftretende, resiliente Einlagerung der Prothesen nicht hinreichend berücksichtigt. Der totalprothetisch versorgte Kiefer weist daher nahezu gleiche Deformationswerte auf wie bei Versorgung mit kombiniertem Zahnersatz auf Implantaten. Kleinste exzentrische Einlagerungen oder Abhebungen der Prothese vom Tegument könnten die Belastungssituation jedoch stark verändern.

Durch programmtechnisch bedingte leichte Asymmetrie der beiden Kieferhälften gibt es zwischen links- und rechtsseitigen Deformations- und Spannungswerten auch bei sonst symmetrischen Bedingungen Abweichungen.

Die Implantate wurden nach dem besten Knochenangebot inseriert und waren daher nicht absolut achsparallel und die Pfosten haben diese Divergenz nicht ganz ausgeglichen. Dies führt zu, gegenüber parallel inserierten Implantaten, abweichende Ergebnisse.

5.5.2 Kritik zur Messmethode

Die räumlichen Kennwerte der Deformation weisen starke Abweichungen zu den ebenen Kennwerten auf. Letzte werden in der Literatur weitestgehend als Grundlage der Messung herangezogen. Aus In-vivo und In-vitro Versuchen ist zu erkennen, dass die Diversität der Messergebnisse, die in der Literatur vorzufinden sind, möglicherweise daran liegt, dass die Messungen nur in eine Richtung oder in einer Ebene durchgeführt wurden. Räumliche Messwerte sind aus der Sicht des Autors besser geeignet zur Deskription der Deformation, weil die Ergebnisse bei ebener Betrachtungsweise starke Streuungen aufwiesen. Eine statistische Analyse von Fehlern wäre hier sicher, über die Fragestellung der Arbeit hinausreichend, sinnvoll.

5.5.3 Kritik zur Bewertung von Spannungen und Dehnungen

Nicht betrachtet wurden in dieser Arbeit Spannungen innerhalb der Prothetik, die zu bekannten Schäden, wie etwa Lockerungen von Verbindungselementen oder zu Abplatzung von Verblendkeramik führen könnte. Dafür wäre es notwendig, die spezielle Gestaltung von Verbindungselementen und der Geometrie der Prothetik genauer im Finite-Elemente-Modell zu berücksichtigen. Jedoch ist nach den vorliegenden Ergebnissen anzunehmen, dass mit steigender Atrophie die Beanspruchung der Prothetik zunehmen könnte.
Die Dehnungen wurden anhand der Frost'schen Hypothese bewertet, obwohl diese nur für intermittierend auftretende Beanspruchungen Gültigkeit haben. Darüber hinaus sind die angesetzten Kaukräfte im Vergleich zur physiologischen Kaubelastung hoch. Ziel des Autors war es, die maximalen Belastungen im Sinne eines Worst-Case-Szenarios zu bewerten und dann deduktiv auf niedrigere und physiologische Belastungswerte zu schließen. So könnte die Annahme eines linearen Zusammenhanges zwischen der Dehnungen ein argumentativ nicht abwegiges Mittel sein, um auf Kaulast und physiologische Situationen von etwa 20% der maximalen Kaulast zu schließen. Zusätzlich ist bei der Bewertung der maximalen Dehnungen zu berücksichtigen, dass diese nur singulär und örtlich auftreten. Benachbarte Bereiche der Dehnungsspitzen am periimplantären Knochen könnten nach der Frost´schen Hypothese einem Strukturaufbau unterworfen sein, die eine Stützwirkung bewirken könnten.

Schwierig zu bewerten ist die auftretende Stauchungen des Knochens durch Druckbeanspruchung. Die Beträge der Druckspannungen liegen an periimplantären Knochen an den distalen Implantaten bei festsitzendem Zahnersatz örtlich oftmals über der Druckfestigkeitsgrenze von Knochen (ca. 180 MPa). Geht man jedoch davon aus, dass die Druckbelastbarkeit bei kurzer impulsartiger Last deutlich größer ist, so wären die ermittelten Druckspannungen bei der hier vorliegenden Kaubelastung noch überkritisch, aber bei Reduktion auf ein physiologisches Maß auf ein Fünftel der Werte durchaus im Bereich, in dem keine Strukturschädigung zu erwarten wäre.

6 Zusammenfassung

Beim zahnlosen Unterkiefer führt eine zunehmende Atrophie zur Destabilisierung von Totalprothesen mit klinischen Folgesymptomen. Mundgesundheitsstudien belegen, dass die Therapie von zahnlosen Patienten mit Zahnersatz auf Implantaten mit einer hohen Patientenzufriedenheit einhergeht.

In einer Finite-Elemente-Studie (FE) wurde untersucht, welchen Einfluss der Grad der Atrophie mit und ohne prothetische Rehabilitation auf Implantaten auf die Deformation des zahnlosen Unterkiefers ausübt. Dazu wurden parametrische 3D-CAD Modelle in vier Graden der Atrophie (CW1 bis CW4) gemäß der Klassifikation von Cawood et al. (13) modelliert. Der Frontabbiss und der unilaterale Abbiss rechts wurden bei gewichteter, maximaler isometrischer Kaumuskelaktivität simuliert für insgesamt 70 Modelle.

Es wurden Deformationsgrößen des Unterkiefers berechnet, die dem Vergleich dienen, darunter die Mediale Konvergenz oder Divergenz (MKD) der horizontalen Kieferäste, deren Längsausrichtungswinkel (LAW) in der Horizontalebene, deren Dorso-ventrale Verschiebungswinkel (DVV) in der Sagittalebene und die Torsionswinkel (TW) in der Transversalebene.

Ein Ergebnis der Studie ist, dass bei zahnlosen Kiefern ohne prothetische Versorgung von geringer Atrophie bis hin zur starken Atrophie eine Verdreifachung der Deformationsgrößen auftritt. Dies gilt sowohl für den Frontabbiss (linearer Anstieg), als auch für den unilateralen Abbiss (exponentieller Anstieg). Die auftretenden Deformationsmuster wurden detailliert beschrieben (Abschnitte 4.1 und 4.2).

Die Untersuchungsergebnisse zum Einfluss der Knochenqualität am stark atrophierten Kiefermodell zeigen, dass die sukzessive Verdickung der Kortikalis unter Reduktion der Spongiosa eine Reduktion der Deformationskennwerte um maximal 30% ergibt. Klinisch bedeutet dies, dass die Knochenqualität des atrophierten Unterkiefers aus mechanischer Sicht nicht von überragender Bedeutung für die Deformation sein dürfte.

Neben der Betrachtung der Deformationskennwerte wurden in der vorliegenden Studie Spannungen und Dehnungen des Unterkiefers ermittelt. Beim zahnlosen Kiefer wurden in Abhängigkeit vom Grad der Atrophie die Dehnungen mit Grenzwerten für Knochendehnungen nach der Frost´schen Mechanostat-Hypothese verglichen. Diese Grenzwerte für Dehnungen beschreiben Größenordnungen, in denen eine Inaktivitätsatrophie, ein Strukturerhalt, eine Knochenapposition oder eine Strukturschädigung zu erwarten sein könnten (22).

Das Ergebnis der Studie zur Dehnungsanalyse des zahnlosen Kiefers ohne prothetische Versorgung ist, dass es spezifische Regionen gibt, in denen mechanisch bedingt die Atrophie verstärkt auftreten kann oder in denen sie nicht zu erwarten ist. Dieses Ergebnis steht im Einklang mit klinischen Befunden. So zeigte sich eine beschleunigte Atrophie crestal im dorsalen horizontalen Kieferast bei noch stark Kieferkamm-Knochenhöhe, eine ausgeprägter sowie gleichzeitig auftretende Strukturverstärkung basal und vestibulär. Weiterhin deuten die Bewertungen der Dehnungen darauf hin, daß ein zentrifugales Atrophiemuster, sowie eine Strukturverstärkung im lingualen Bereich der Prämolaren ("Sublingualrolle") vorliegt. Ferner deuten die Ergebnisse auf eine biomechanisch bedingt beschleunigte Atrophie bei noch geringem Atrophiegrad und eine Stagnation der Atrophie bei fortgeschrittener Atrophie hin.

Das Ergebnis der Studie zur Analyse der Beanspruchung des Unterkiefers bei Versorgung mit kombiniertem Zahnersatz ist, dass, im Vergleich zum festsitzenden Zahnersatz. periimplantär sehr niedrige Beanspruchungen auftreten. Die Beanspruchungen steigen nur gering an mit dem Grad der Atrophie des Kiefers. Die idealisierten Modellbedingungen waren dabei gute Passungen zwischen Tegument, Prothese und den Implantaten. Aus mechanischer Sicht bedeutet dies, dass die Versorgung mit kombiniertem Zahnersatz im Bezug auf die periimplantäre Beanspruchung bei guter Passung risikoärmer als eine Versorgung mit starr auf Implantaten gelagertem Zahnersatz ist. Kiefer mit (gut passenden, nicht flotierenden) Totalprothesen wiesen ähnliche Deformationskennwerte auf wie bei Versorgung mit kombiniertem Zahnersatz.

Die Simulation der Therapie mit festsitzenden Brücken auf Implantaten interforaminal zeigt eine Zunahme der Beanspruchung des periimplantären Knochens mit dem Grad der Atrophie. Gleichzeitig bleibt die Deformation des Kiefers nahezu konstant bei niedrigen Werten. Mit einer Abnahme der Anzahl der Pfeilerimplantate nimmt die Beanspruchung zu. Bei vier Implantaten interforaminal und lateralem Abbiss könnten bei allen Atrophiegraden am periimplantären Knochen überkritische Dehnungen (Frost'scher Grenzwert der Dehnung > 2,5%) auftreten, die zu Strukturschädigungen führen könnten. Maximale Druckspannungen bis zu -1400 MPa traten periimplantär an den distalen Implantaten bei unilateraler Belastung auf der Arbeitsseite auf. Bei sechs Implantaten verringerten sich die Beträge der maximalen Spannungen und Dehnungen gegenüber der Versorgung mit nur vier Implantaten. Die Ergebnisse sprechen dafür, dass das Risiko einer Strukturschädigung des periimplantären Knochens der distalen Implantate bei der festsitzenden Versorgung bei vier Implantaten interforaminal geringfügig größer ist als bei sechs Implantaten.

Die Simulation der Falluntersuchung einer zirkulären Brücke auf sechs Implantaten Regio 36,34,33 und 43,44,46 bei fortgeschrittener Atrophie (CW3) weist bei der Dreiteilung eine Verdopplung der Deformation des Kiefers gegenüber der ungeteilten Brücke auf. Die Beanspruchung des periimplantären Knoches ist bei der Dreiteilung jedoch deutlich höher. Die Simulationsergebnisse belegen, dass eine zusammenhängende, zirkuläre Brücke biomechanisch günstiger ist als die dreigeteilte Brücke in Bezug auf die periimplantäre Belastung des Knochens.

Die angewandte Methodik zeigt, dass biomechanische Studien helfen können, den klinischen Ablauf der Atrophie des Kiefers zu verstehen und verschiedene Therapieformen auf deren biomechanische Risiken im Vergleich zu bewerten. Trotz der aufwändigen Simulationen in dieser Arbeit bleibt der Nachweis durch In-vitro-Versuche offen. Die Bewertungsgrundlage für die ermittelten Spannungen und Dehnungen des Kieferknochens müsste genauer untersucht und verfeinert werden, um die Ergebnisse zu validieren. Darüber hinaus liegen keine Kenntnisse über die Stützwirkung des Knochens um örtliche Belastungsspitzen vor. Ferner könnten Modellbedingungen mit physiologischen Belastungssituationen oder die funktionelle Bewegung des Kiefers andere Ergebnisse aufweisen. Insbesondere durch Veränderung der Randbedingungen, wie die Wahl der Freiheitsgrade von Kiefergelenken oder die Möglichkeit der Kontaktanalyse, die ein Abheben von Prothesen vom Kiefer ermöglicht, können große Abweichungen in den Ergebnissen auftreten. Die Wahl geeigneter Messgrößen ist ebenso von Bedeutung für eine bessere Vergleichbarkeit mit anderen Untersuchungsergebnissen. Die Auswirkung der Deformation auf die Beanspruchungssituation der prothetischen Suprakonstruktionen der und Verbindungselemente wurden in dieser Arbeit nicht behandelt und bedarf weiterer Untersuchungen in Zukunft.

141

Abkürzungsverzeichnis

σ	Spannung
3	Dehnung
με	Dehnung (Microstrain) 10 ⁻⁶
υ	Querkontraktionszahl (Poisson Ratio)
E	Elastizitätsmodul (Young Modulus)
G	Schubmodul
СТ	Computer Tomogramm
DMS	Dehnungs-Messstreifen
DVT	Digitales Volumen Tomogramm
FEA	Finite-Elemente Analyse
LAW	Längsausrichtungswinkel
DVV	Dorso-ventraler Verschiebungswinkel in der Mediansagittalebene
TW	Torsionswinkel in der Transversalebene
MKD	Mediale Konvergenz oder Divergenz
RTW	Räumlicher Torsionswinkel
RKD	Räumliche Konvergenz oder Divergenz
RLAW	Räumlicher Längsausrichtungswinkel
CW1	Finite Elemente Modell des Atophiegrades III nach Cawood
CW2	Finite Elemente Modell des Atophiegrades IV nach Cawood
CW3	Finite Elemente Modell des Atophiegrades V nach Cawood
CW4	Finite Elemente Modell des Atophiegrades VI nach Cawood

Literaturverzeichnis

- 1 Roche Lexikon Medizin [Elektronische Ressource] ISBN 3-437-15072-3;. Vol. 5. Auflage. 2003, München/Jena: Elsevier GmbH, Urban & Fischer Verlag.
- 2 Abdel-Latif, HH, Hobkirk, JA, and Kelleway, JP. Functional mandibular deformation in edentulous subjects treated with dental implants. Int J Prosthodont, 2000: 13(6): 513-519.
- Akca, K and Cehreli, MC. Biomechanical consequences of progressive marginal bone loss around oral implants: a finite element stress analysis. Med Biol Eng Comput, 2006: 44(7): 527-535.
- 4 Al-Sukhun, J, et al. Biomechanics of the mandible part I: measurement of mandibular functional deformation using custom-fabricated displacement transducers. J Oral Maxillofac Surg, 2006: 64(7): 1015-1022.
- 5 Al-Sukhun, J and Kelleway, J. Biomechanics of the mandible: Part II. Development of a 3-dimensional finite element model to study mandibular functional deformation in subjects treated with dental implants. Int J Oral Maxillofac Implants, 2007: 22(3): 455-466.
- 6 Al-Sukhun, J, Kelleway, J, and Helenius, M. Development of a three-dimensional finite element model of a human mandible containing endosseous dental implants. I. Mathematical validation and experimental verification. J Biomed Mater Res A, 2007: 80(1): 234-246.
- Al-Sukhun, J, Lindqvist, C, and Helenius, M. Development of a three-dimensional finite element model of a human mandible containing endosseous dental implants. II.
 Variables affecting the predictive behavior of a finite element model of a human mandible. J Biomed Mater Res A, 2007: 80(1): 247-256.
- 8 Arendts, F and Sigolotto, C, Darstellung der Biomechanik der Unterkiefer-Zahn-Implantate, Materialkennwerte und Festigkeitverhalten des Knochengewebes. Abschlußbericht DFG-Forschungsvorhaben. 1987, IFB Institut für Flugzeugbau: Stuttgart.
- 9 Bagewitz, IC, et al. Oral prostheses and oral health-related quality of life: a survey study of an adult Swedish population. Int J Prosthodont, 2007: 20(2): 132-142.
- 10 Barbier, L and Schepers, E. Adaptive bone remodeling around oral implants under axial and nonaxial loading conditions in the dog mandible. Int J Oral Maxillofac Implants, 1997: 12(2): 215-223.
- 11 Blahout, RM, et al. Quantification of bone resorption in the interforaminal region of the atrophic mandible. Int J Oral Maxillofac Implants, 2007: 22(4): 609-615.
- 12 Brennan, DS, Spencer, AJ, and Roberts-Thomson, KF. Tooth loss, chewing ability and quality of life. Qual Life Res, 2008: 17(2): 227-235.
- 13 Cawood, JI and Howell, RA. A classification of the edentulous jaws. Int J Oral Maxillofac Surg, 1988: 17(4): 232-236.
- 14 Cawood, JI and Howell, RA. Reconstructive preprosthetic surgery. I. Anatomical considerations. Int J Oral Maxillofac Surg, 1991: 20(2): 75-82.
- 15 Chuang, SK, et al. Risk factors for dental implant failure: a strategy for the analysis of clustered failure-time observations. J Dent Res, 2002: 81(8): 572-577.
- 16 De Marco, TJ and Paine, S. Mandibular dimensional change. J Prosthet Dent, 1974: 31(5): 482-485.
- 17 Denissen, HW, Veldhuis, HA, and F., vF. Implant placement in the atrophic mandible: An anatomic study. The Journal of Prosthetic Dentistry, 1984: 52(2): 260-263.
- 18 El-Sheikh, AM, et al. Midline mandibular deformation during nonmasticatory functional movements in edentulous subjects with dental implants. Int J Oral Maxillofac Implants, 2007: 22(2): 243-248.

- 19 El-Sheikh, AM and Hobkirk, JA. Force transmission in bar-retained implant-stabilised mandibular over-dentures: an in-vitro study. Eur J Prosthodont Restor Dent, 2002: 10(4): 173-178.
- 20 Fischman, B. The rotational aspect of mandibular flexure. J Prosthet Dent, 1990: (64): 438-435.
- 21 Fränkel, R. Kieferorthopädie und Orthodontie und die Roux'sche Lehre von der funktionellen Anpassung. IOK, 1997: 29/2: 151-165.
- 22 Frost, H. Bone's mechanostat: a 2003 update., in Anat Rec. 2003. p. 1081-1101.
- 23 Geng, JP, Tan, KB, and Liu, GR. Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. J Prosthet Dent, 2001: 85(6): 585-598.
- Gross, D. Technische Mechanik. 2004, Berlin, Heidelberg, New York: Teubner.
- 25 Haibach, E. Betriebsfestigkeit: Verfahren und Daten zur Bauteilberechnung. 3 ed. 2006, Berlin, New York: Springer Verlag.
- 26 Hart, RT, et al. Modeling the biomechanics of the mandible: a three-dimensional finite element study. J Biomech, 1992: 25(3): 261-286.
- 27 Hedia, HS. Stress and strain distribution behavior in the bone due to the effect of cancellous bone, dental implant material and the bone height. Biomed Mater Eng, 2002: 12(2): 111-119.
- 28 Hobkirk, JA and Havthoulas, TK. The influence of mandibular deformation, implant numbers, and loading position on detected forces in abutments supporting fixed implant superstructures. J Prosthet Dent, 1998: 80(2): 169-174.
- Hobkirk, JA and Schwab, J. Mandibular deformation in subjects with osseointegrated implants. Int J Oral Maxillofac Implants, 1991: 6(3): 319-328.
- 30 Hoffmann, J, ed. Taschenbuch der Messtechnik. 4 ed. 2004, Fachbuchverlag Leipzig.
- 31 Holzle, F, et al. Atrophy of free fibular grafts after mandibular reconstruction. Plast Reconstr Surg, 2007: 119(1): 151-156.
- 32 Hothan T., et al. Quantitative Computertomographie der Knochenmineraldichte des Unterkiefers Darstellung der topographischen Verteilung der Knochenmineraldichte bei automatisierter Segmentierung der Kieferstrukturen. Der Radiologe, 2001: 41(6): 497-500.
- 33 Hylander, WL. The functional significance of primate mandibular form. J Morphol, 1979: 160(2): 223-240.
- 34 Isidor, F. Loss of osseointegration caused by occlusal load of oral implants. A clinical and radiographic study in monkeys. Clin Oral Implants Res, 1996: 7(2): 143-152.
- 35 Klein, B. Leichtbaukonstruktion Berechnungsgrundlagen und Gestaltung. 5. ed. 2001, Braunschweig/wiesbaden: Vieweg & Sohn Verlagsgesellschaft mbH.
- 36 Knothe, KW, H. Finite Elemente. 1992, Berlin Heidelberg: Springer-Verlag Berlin Heidelberg.
- 37 Kober, C, et al. [Numerical simulation (FEM) of the human mandible: validation of the function of the masticatory muscles]. Biomed Tech (Berl), 2000: 45(7-8): 199-205.
- 38 Koeck, B and Sander, G. Über die elastische Deformation der Unterkieferspange. Dtsch. zahnärztl. Z., 1978: 33: 254-261.
- 39 Koeck B. and W., W. Implantologie. Vol. Praxis der Zahnheilkunde Bd. 13. 2004: Elsevier.
- 40 Korioth, TW and Hannam, AG. Deformation of the human mandible during simulated tooth clenching. J Dent Res, 1994: 73(1): 56-66.
- 41 Korioth, TW, Romilly, DP, and Hannam, AG. Three-dimensional finite element stress analysis of the dentate human mandible. Am J Phys Anthropol, 1992: 88(1): 69-96.
- 42 Kummer, B. Anatomie und Biomechanik des Unterkiefers. Fortschr Kieferorthop, 1985: 46(5): 335-342.
- 43 Küppers. Analyse der funktionellen Struktur des menschlichen Unterkiefers. Ergebnisse der Anatomie und Entwicklungsgeschichte, 1971: 44(6).
- 44 Lekholm U. and A., ZG. Patientenselektion und Aufklärung. 1985, Quintessenz Berlin: Braanemark P. I. Zarb G.A.

- 45 Marx, H. Zur Dynamik der aus der elastischen Kieferdeformierung stammenden Zahnbewegungen. Dtsch Zahnärztl Z, 1967: 22: 1310-1323.
- 46 Meijer, HJ, et al. A comparison of three finite element models of an edentulous mandible provided with implants. J Oral Rehabil, 1993: 20(2): 147-157.
- 47 Meijer, HJ, et al. A three-dimensional, finite-element analysis of bone around dental implants in an edentulous human mandible. Arch Oral Biol, 1993: 38(6): 491-496.
- 48 Meijer, HJ, et al. Loading conditions of endosseous implants in an edentulous human mandible: a three-dimensional, finite-element study. J Oral Rehabil, 1996: 23(11): 757-763.
- 49 Molitor, J. Untersuchengen über die Beanspruchung des Kiefergelenks. Ergebnisse der Anatomie und Entwicklungsgeschichte, 1969: 128: 109-140.
- 50 Natali, AN, Carniel, EL, and Pavan, PG. Investigation of bone inelastic response in interaction phenomena with dental implants. Dent Mater, 2008.
- 51 Natali, AN, et al. Interaction phenomena between oral implants and bone tissue in single and multiple implant frames under occlusal loads and misfit conditions: A numerical approach. J Biomed Mater Res B Appl Biomater, 2007: 83(2): 332-339.
- 52 Natali, AN, et al. Investigation of the integration process of dental implants by means of a numerical analysis of dynamic response. Dent Mater, 1997: 13(5): 325-332.
- 53 Natali, AN, Pavan, PG, and Ruggero, AL. Evaluation of stress induced in peri-implant bone tissue by misfit in multi-implant prosthesis. Dent Mater, 2006: 22(4): 388-395.
- 54 Natali, AN, et al. A numerical approach to resonance frequency analysis for the investigation of oral implant osseointegration. J Oral Rehabil, 2006: 33(9): 674-681.
- 55 Nelson, Three dimensional computer modeling of human mandibular biomechanics. 1986, The University of British Columbia: Vancouver.
- 56 Pietrokovski, J, et al. Morphologic characteristics of bony edentulous jaws. J Prosthodont, 2007: 16(2): 141-147.
- 57 Pjetursson, BE, et al. Patients' satisfaction following implant therapy. A 10-year prospective cohort study. Clin Oral Implants Res, 2005: 16(2): 185-193.
- 58 Reilly, DT and Burstein, AH. Review article. The mechanical properties of cortical bone. J Bone Joint Surg Am, 1974: 56(5): 1001-1022.
- 59 Richter, EJ. Prothetik im Unterkiefer In-vivo-Messungen zur Unterkieferdeformation und Konsequenzen für implantatverankerte Suprastrukturen. Schweiz Monatsschr Zahnmed, 1999: 109(2): 117-126.
- 60 Rues, SL, J.; Schindler, H.J.;Rong, Q.; Schweizerhof, K.;Riediger, D. Beanspruchungen des Unterkiefers bei unterschiedlichen Implantatverteilungen und unter unterschiedlichen Lasten. Proc. Appl. Math. Mech., 2003: 3: 310-311.
- 61 Sadowsky, SJ. Mandibular implant-retained overdentures: a literature review. J Prosthet Dent, 2001: 86(5): 468-473.
- 62 Sadowsky, SJ. Treatment considerations for maxillary implant overdentures: a systematic review. J Prosthet Dent, 2007: 97(6): 340-348.
- 63 Sevimay, M, et al. Three-dimensional finite element analysis of the effect of different bone quality on stress distribution in an implant-supported crown. J Prosthet Dent, 2005: 93(3): 227-234.
- 64 Siebert, GK. Die Torsionsbrücke. Ein Bei- trag zur weitspannigen Brücke im Unterkiefer. Zahnärztl Welt, 1984: 93(538).
- 65 Simsek, B, et al. Effects of different inter-implant distances on the stress distribution around endosseous implants in posterior mandible: a 3D finite element analysis. Med Eng Phys, 2006: 28(3): 199-213.
- 66 Steinbuch, R. Finite Elemente Ein Einstieg. 1998: Springer-Verlag Berlin Heidelberg.
- 67 Sutton, DN, et al. Changes in facial form relative to progressive atrophy of the edentulous jaws. Int J Oral Maxillofac Surg, 2004: 33(7): 676-682.
- 68 Tarnow, DP, Cho, SC, and Wallace, SS. The effect of inter-implant distance on the height of inter-implant bone crest. J Periodontol, 2000: 71(4): 546-549.
- 69 Tillmann, BH, F.;Schleicher, A. Biomechanik des Unterkiefers. Dtsch Zahnärztl Z, 1983: 38: 285-193.

- 70 Traini, T, et al. Comparative evaluation of the peri-implant bone tissue mineral density around unloaded titanium dental implants. J Dent, 2007: 35(1): 84-92.
- 71 Turner CH, CS, Rho JY, Ashman RB, Rice JC. The fabric dependence of orthotropic elastic constants of cancellous bone. J Biomech, 1990: 23: 549-561.
- 72 Vollmer, D, et al. Experimental and finite element study of a human mandible. J Craniomaxillofac Surg, 2000: 28(2): 91-96.
- 73 Wennstrom, J, et al. Bone level change at implant-supported fixed partial dentures with and without cantilever extension after 5 years in function. J Clin Periodontol, 2004: 31(12): 1077-1083.
- 74 Wiskott, HW and Belser, UC. Lack of integration of smooth titanium surfaces: a working hypothesis based on strains generated in the surrounding bone. Clin Oral Implants Res, 1999: 10(6): 429-444.
- 75 Wiskott, HW, et al. Bone reactions to controlled loading of endosseous implants: a pilot study. Clin Oral Implants Res, 2008: 19(11): 1093-1102.

Danksagung

Großen Dank möchte ich meinem Mentor, Herrn Professor Freesmeyer, für die stete Unterstützung meiner Arbeit aussprechen.

Lebenslauf

Mein Lebenslauf wird aus datenschutzrechtlichen Gründen in der elektronischen Version meiner Arbeit nicht veröffentlicht.

Eidesstattliche Erklärung

Ich, Leo Pishwa, erkläre, dass ich die vorgelegte Dissertationsschrift mit dem Thema "Analyse des atrophierten Unterkiefers und dessen implantologische Rehabilitation mittels Finite-Elemente-Methode" selbst verfasst und keine anderen als die angegebenen Quellen und Hilfsmittel benutzt, ohne die (unzulässige) Hilfe Dritter verfasst und auch in Teilen keine Kopien anderer Arbeiten dargestellt habe."

Datum

Unterschrift